

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

Приладобудівний факультет

(повна назва інституту/факультету)

Виробництва приладів

(повна назва кафедри)

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

(підпис)

(ініціали, прізвище)

“ ” _____ 20__ р.

Дипломний проект

освітньо-кваліфікаційного рівня «бакалавр»

зі спеціальності _____ **6.051003 – Приладобудування** _____
(код і назва)

на тему: _____ **Автоматизована система забору крові** _____

Виконав: студент _____ **IV** _____ курсу, групи _____ **ПБ-351** _____
(шифр групи)

Пархоменко Олексій Павлович _____
(прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Керівник асистент, Яковенко І.О. _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали) (підпис)

Консультант _____
(назва розділу) (посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ініціали) (підпис)

Рецензент _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали) (підпис)

Засвідчую, що у цьому дипломному
проекті немає запозичень з праць інших
авторів без відповідних посилань.

Студент _____
(підпис)

Київ – 2019 року

ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЕКТУ

№ з/п	Формат	Позначення	Найменування	Кількість листів	Примітка
1	A4		Завдання на дипломний проект	2	
2	A4	ДП ПБ-351.1702.000 ПЗ	Пояснювальна записка	94	
3	A1	ДП ПБ-351.1702.001 СХ	Класифікація методів біометричної ідентифікації	1	
4	A2	ДП ПБ-51.1702.002 СХ	Класифікація методів дослідження пальця	1	
5	A1	ДП ПБ-351.1702.003СХ	Структурно-функціональна схема роботи системи	1	
6	A2	ДП ПБ-351.1702.004 СХ	Електрична схема модулю присутності	1	
7	A1	ДП ПБ-351.1702.005 СК	Загальний вигляд автоматизованої системи	1	
8	A1	ДП ПБ-351.1702.006 СК	Складальне креслення автоматизованої системи	1	
9	A1	ДП ПБ-351.1702.007 СХ	Структурна схема складання	1	
10	A1	ДП ПБ-351.1702.008 СХ	Технологічна схема складання	1	

				ДП ПБ-351-1.1702.000 ПЗ		
	ПІБ	Підп.	Дата			
Розробн.	Пархоменко О.П.			Відомість дипломного проекту	Лист	Листів
Керівн.	Яковенко І.О.				1	
Консульт.					КП ім. Ігоря Сікорського Каф. ВП Гр. ПБ-351	
Н/контр.						
Зав.каф.	Тимчик Г.С.					

Пояснювальна записка до дипломного проекту

на тему: Автоматизована система забору крові

Київ – 2019 року

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут
імені Ігоря Сікорського»**

Інститут (факультет) Приладобудівний факультет

(повна назва)

Кафедра Виробництва приладів

(повна назва)

Освітньо-кваліфікаційний рівень – «бакалавр»

Спеціальність 6.051003 – Приладобудування

(код і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

(підпис)

(ініціали, прізвище)

«__» _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ

на дипломний проект студенту

Пархоменко Олексій Павлович

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту Автоматизована система забору крові

керівник проекту Яковенко Ірина Олександрівна,

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «27» травня 2019 р. №1383-с

2. Термін подання студентом проекту 07.06.2019

3. Вихідні дані до проекту модуль контролю присутності IR датчик і червоним світлодіодів в поєднанні з фотодетектором, біометричний модуль ідентифікації,

4. Зміст пояснювальної записки Вступ 1. Конструкторський розділ; 1.1. Основні засади автоматизованого забору крові; 1.2 Біометрична ідентифікація; 1.3. Методика сканування біометричних відбитків пальця; 1.4. Огляд об'єктів інтелектуальної власності в області біометричної ідентифікації пальця; 1.6. Огляд та аналіз існуючих систем автоматизованого забору крові; 1.7. Розробка структурно-функціональної схеми роботи системи для забору крові; 1.8. Вибір елементної бази; 1.9. Розрахунок шумів фотодіоду; Розробка загального вигляду автоматизованої системи; 2. Технологічний розділ; 2.1. Аналіз технологічності та розробка складального креслення; 2.2. Розрахунок технологічності автоматизованої системи для забору крові; 2.3 Розрахунок точності складальних робіт системи; 2.4. Розробка ССС; 2.5. Розробка ТСС; 2.6. Повірка модуля присутності пацієнта; Висновки; Список використаних джерел. Додатки

5. Перелік графічного матеріалу (із зазначенням обов'язкових креслеників, плакатів, презентацій тощо): Класифікація методів біометричної ідентифікації (A1); Класифікація дослідження біометричних параметрів пальця (A2); Структурно-функціональна схема роботи автоматизованої системи забору крові (A1); Електрична схема модулю присутності (A2); Загальний вигляд автоматизованої системи забору крові (A1); Складальне креслення (A1); CCC (A1); TCC (A1); Деталювання (1-1,5 A1).

6. Консультанти розділів проекту*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Конструкторський			
Технологічний			

7. Дата видачі завдання 13.03.2019

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проекту	Термін виконання етапів проекту	Примітка
1	Огляд та аналіз особливостей біометричної ідентифікації особистості	27.03.2019	
2	Розробка класифікації методів біометричної ідентифікації	10.04.2019	
3	Опис основних принципів біометричної ідентифікації відбитку пальця для автоматизованої системи забору крові	16.04.2019	
4	Огляд та аналіз існуючих систем для автоматичного забору крові	24.04.2019	
5	Розробка структурно-функціональної та електричної схеми системи	04.05.2019	
6	Вибір елементної бази	04.05.2019	
7	Розробка конструкції системи. Деталювання.	22.05.2019	
8	Проведення технологічних розрахунків	29.05.2019	
9	Розробка CCC та TCC	05.06.2019	
10	Розробка маршрутних карт	05.06.2019	
11	Подача диплому до захисту	10.06.2019	

Студент

(підпис)

(ініціали, прізвище)

Керівник проекту

(підпис)

(ініціали, прізвище)

* Консультантом не може бути зазначено керівника дипломного проекту.

АНОТАЦІЯ

У дипломному проекті розглянуто сучасні методи біометричної ідентифікації для автоматизованої системи забору крові. За основу обрано оптичний метод сканування біометричної будови пальця руки, паралельно з проведенням процедури забору крові та постійним моніторингом присутності пацієнта.

Проект містить два розділи: конструкторський та технологічний. Він викладений на 94 сторінках та складається з 42 рисунку, 13 таблиць, 22 формули, 2 додатки та 29 літературних джерела.

В конструкторському розділі показано особливості побудови автоматизованої системи для забору крові з біометричною ідентифікацією пацієнта. Проведено огляд та аналіз біометричних систем ідентифікації та обрано найбільш зручний спосіб реалізації в запропонованій системі. На основі проведеного аналізу відомих конструкторських рішень та аналізу сучасних модулів запропоновано розробку структурно-функціональної схеми роботи системи та обрано її основні функціональні елементи.

В технологічному розділі проведено розрахунки пов'язані з відпрацюванням системи на технологічність та параметричну точність, розроблено схеми складального складу та технологічного процесу виготовлення автоматизованої системи для забору крові з біометричною ідентифікацією та описано повірку модуля присутності пацієнта.

Ключові слова: біометрична ідентифікація, автоматизована система, капілярна кров, модуль присутності.

SUMMARY

In the project considers modern methods of biometric identification for the automated blood collection system. The basis of the optical method is to scan the biometric structure of the fingers, in parallel with the procedure of blood collection and continuous monitoring of the presence of the patient.

The project has two sections: design and technological. It is presented on 94 pages and consists of 42 figures, 13 tables, 22 formulas, 2 annexes and 29 literary sources.

In the design section, features of construction of an automated system for blood collection with biometric identification of a patient are shown. A review and analysis of biometric identification systems was performed and the most convenient way of implementation in the proposed system was chosen. On the basis of the analysis of well-known design decisions and analysis of modern modules, it is proposed to develop a structural and functional scheme of the system operation and select its main functional elements.

In the technological section, the calculations related to the working out of the system on the technological and parametric precision were made, the schemes of the assembly structure and the technological process of manufacturing an automated system for blood sampling with biometric identification were developed, and the verification of the patient presence module was described.

Key words: biometric identification, automated system, capillary blood, presence module.

АННОТАЦИЯ

В дипломном проекте рассмотрены современные методы биометрической идентификации для автоматизированной системы забора крови. За основу выбрана оптический метод сканирования биометрического строения пальца руки, параллельно с проведением процедуры забора крови и постоянным мониторингом присутствия пациента.

Проект содержит два раздела: конструкторский и технологический. Он изложен на 94 страницах и состоит из 42 рисунка, 13 таблиц, 22 формулы, 2 приложения и 29 литературных источника.

В конструкторском разделе показаны особенности построения автоматизированной системы для забора крови с биометрической идентификацией пациента. Проведен обзор и анализ биометрических систем идентификации и избран наиболее удобный способ реализации в предложенной системе. На основе проведенного анализа известных конструкторских решений и анализа современных модулей предложена разработка структурно-функциональной схемы работы системы и избран ее основные функциональные элементы.

В технологическом разделе проведены расчеты, связанные с отработкой системы на технологичность и параметрическую точность, разработаны схемы сборочного состава и технологического процесса изготовления автоматизированной системы для забора крови с биометрической идентификацией и описано поверку модуля присутствия пациента.

Ключевые слова: биометрическая идентификация, автоматизированная система, капиллярная кровь, модуль присутствия.

Перелік умовних скорочень

ПВВ - повне внутрішнє відбиття

КС – кровоносні судини

БПУ – біохімічні показники крові

ДНК - дезоксирибонуклеїнова кислота

TFT - плівковий транзистор

ФП – фотоприймач

ФД – фотодіод

ДШ – дробовий шум

ТШ – тепловий шум

СШ – струмовий шум

ЗМІСТ

Вступ.....	11
1. Конструкторський розділ.....	12
1.1. Основні засади автоматизованого забору крові.....	13
1.1.1. Параметри крові. Функції та властивості.....	13
1.1.2. Будова кровоносних судин та їх функції	15
1.1.3. Біохімічні показники крові	16
1.1.4. Основні помилки, що виникають при заборі крові.....	19
1.2. Біометрична ідентифікація пацієнта.....	21
1.2.1. Основні засади біометричної ідентифікації.....	21
1.2.2. Розробка класифікації методів біометричної ідентифікації...	23
1.3. Методика сканування біометричних відбитків пальця.....	25
1.4. Огляд об'єктів інтелектуальної власності в області біометричної ідентифікації пальця.....	33
1.5. Аналіз існуючих аналогів модулів для біометричної ідентифікації...	39
1.6. Огляд та аналіз існуючих систем автоматизованого забору крові.....	41
1.7. Розробка структурно-функціональної схеми роботи системи для забору крові	43
1.8. Вибір елементарної бази для реалізації системи.....	46
1.9. Розробка електрично-принципової системи присутності пацієнта ...	48
1.10. Розрахунок шумів фотодіоду.....	52
1.11. Розробка загального вигляду автоматизованої системи для забору крові та принцип її роботи.....	56
2. Технологічний розділ.....	58
2.1. Аналіз технологічності та розробка складально креслення автоматизованої системи для забору крові.....	59
2.1.1. Технологічні виготовлення системи.....	59
2.1.2. Розробка складального креслення автоматизованої системи для забору крові.....	60

2.2. Розрахунок технологічності автоматизованої системи для забору	61
2.2.1. Основні критерії технологічності.....	61
2.2.2. Відносні показники технологічності автоматизованої системи для забору крові.....	61
2.2.3. Розрахунок відносних показників технологічності системи...	63
2.3. Розрахунок точності складальних робіт системи.....	65
2.4. Розробка схеми ступеню складу системи.....	67
2.5. Технологічна схема складання автоматизованої системи.....	68
2.6. Повірка модуля присутності пацієнта.....	70
Висновок	73
Список використаних джерел.....	74
Додаток А – графічний матеріал.....	78
Додаток Б – маршрутні карти.....	89

Вступ

На сьогоднішній день для дослідження стану здоров'я людини широко застосовуються клінічні аналізи проб крові, що дають повну картину стану організму та протікання патологічних процесів в ньому. Вимоги та етапи забору крові є досить різними в залежності від того яку кров обрано для дослідження (венозна, артеріальна, капілярна). Найбільш зручним і найменш травматичним є метод забору капілярної крові.

Як показують статистика, що існують помилки при проведенні лабораторних досліджень капілярної крові на різних етапах: преаналітичний (65-70%); аналітичний (10-15%), постаналітичний (20-25%), внаслідок чого зростає ймовірність пацієнту отримати неправильне лікування, яке може призвести до погіршення здоров'я, або виникнення додаткових проблем. Тому актуальним питанням є створення автоматизованої системи відбору та аналізу крові, що надасть можливість прибрати людський фактор впливу на проведення дослідження.

1.Конструкторський розділ

1.1. Основні засади автоматизованого забору крові

1.1.1. Параметри крові. Функції та властивості

Кров людини, що зображено на рис.1.1 складається з клітин, клітинних фрагментів і водного розчину, плазми та становить приблизно 8% від маси тіла. Гематокрит становить приблизно 45% і є часткою клітинних елементів в загальному обсязі [1].

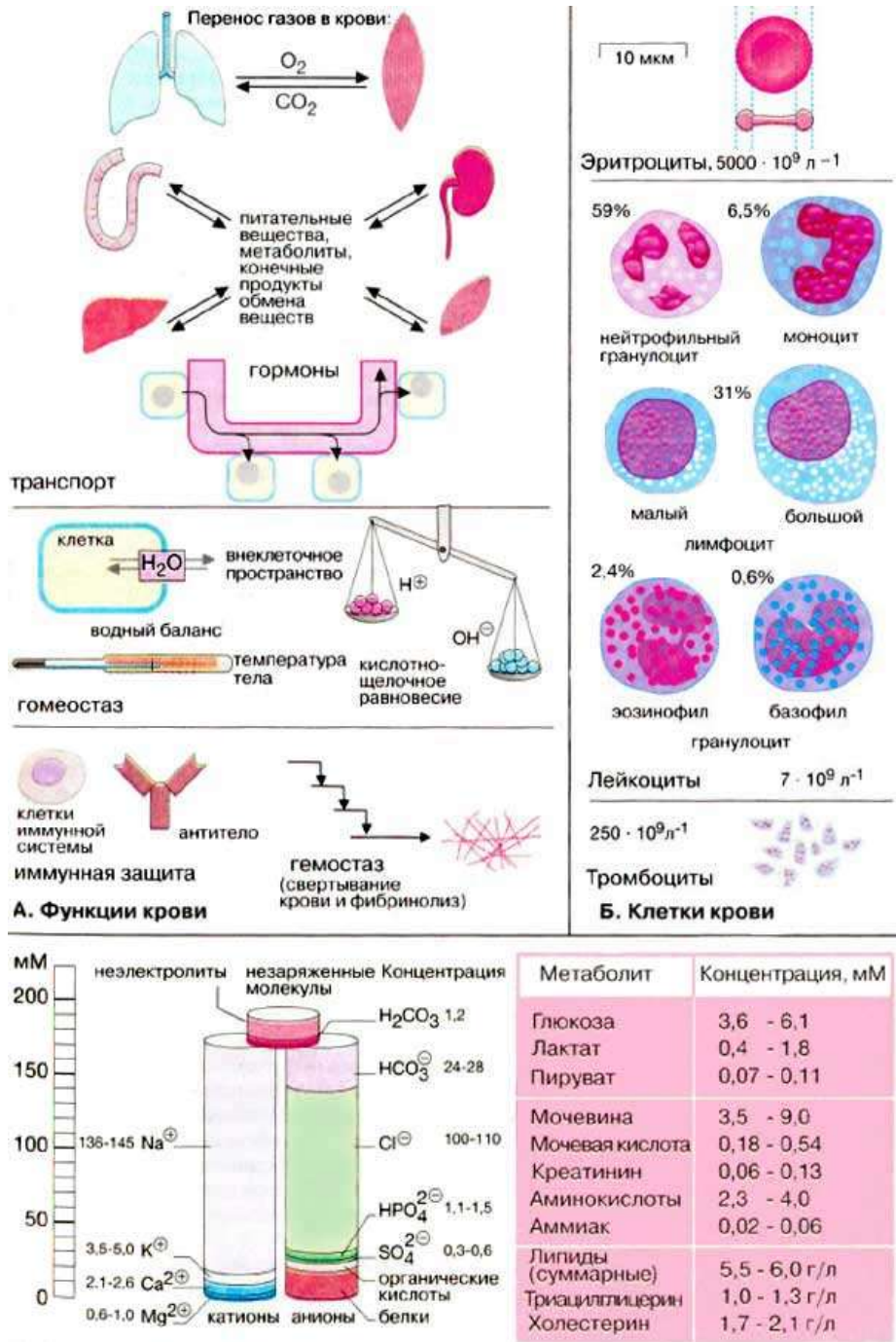


Рис.1.1. Состав плазмы крови [1]

В організмі людини кров здійснює різні функції, такі як транспорт, підтримує гомеостаз і грає головну роль в захисті від чужорідних речовин.

Транспорт – перенесення газів кров'ю, таких як кисень і діоксид вуглецю, а також поживні речовини до печінки і інших органів після всмоктування в кишечнику, що забезпечує постачання органів і обмін речовин в тканинах, а також подальше перенесення кінцевих продуктів метаболізму для їх виведення з організму легкими, печінкою і нирками [1].

Гомеостаз – це підтримування кров'ю водного балансу між кровоносною системою, клітинами (внутрішньоклітинним простором) і позаклітинної середовищем та підтримка температури тіла [2].

Захист від чужорідних молекул і клітин, що проникають в організм відбувається за допомогою неспецифічних і специфічних механізмами. До специфічної захисної системи належать клітини імунної системи і антитіла.

Гемостаз запобігає крововтраті системою коагуляції - фізіологічне згортання та розчинення кров'яних згустків (фібриноліз) також забезпечується кров'ю [1,2]. На рис.1.2. зображено будову клітин крові, де нерозчинними елементами крові є еритроцити, лейкоцити і тромбоцити.

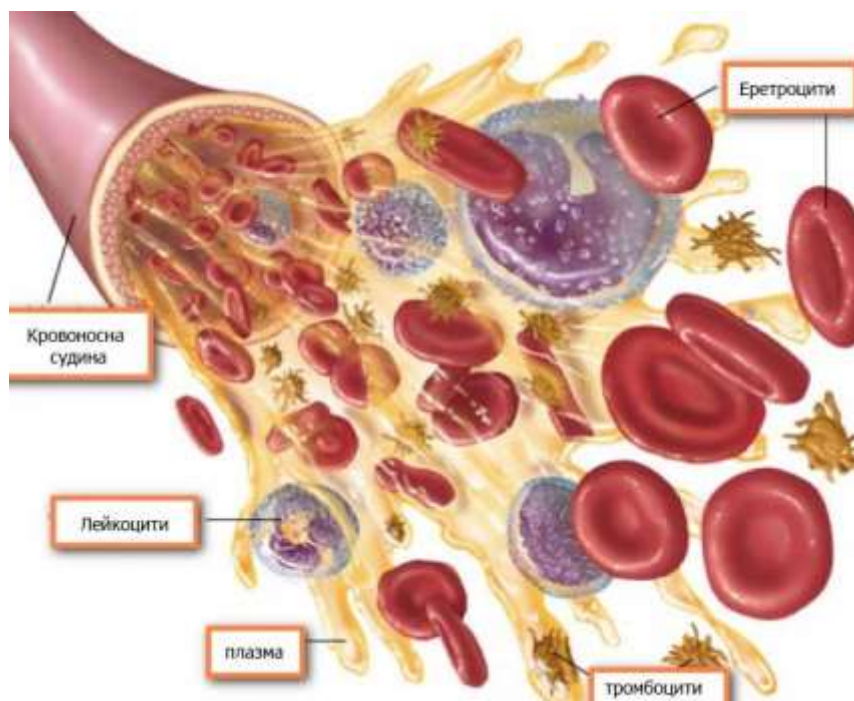


Рис.1.2. Клітини крові [3]

Особливу важливість відіграють еритроцити та їх біохімічні показники.

До лейкоцитам належать різні форми, які між собою розмірами, функцією і місцем освіти (гранулоцити, моноцити і лімфоцити)

Тромбоцити є клітинними фрагментами великих клітин-попередників мегакариоцитів кісткового мозку. Головна функція тромбоцитів - участь у коагуляції крові [1-3].

1.1.2. Будова кровоносних судин та їх функції

Кровоносні судини в організмі людини, що показані на рис.1.3 представлені як еластичні трубки за допомогою яких і відбувається транспортування крові між усіма органами.

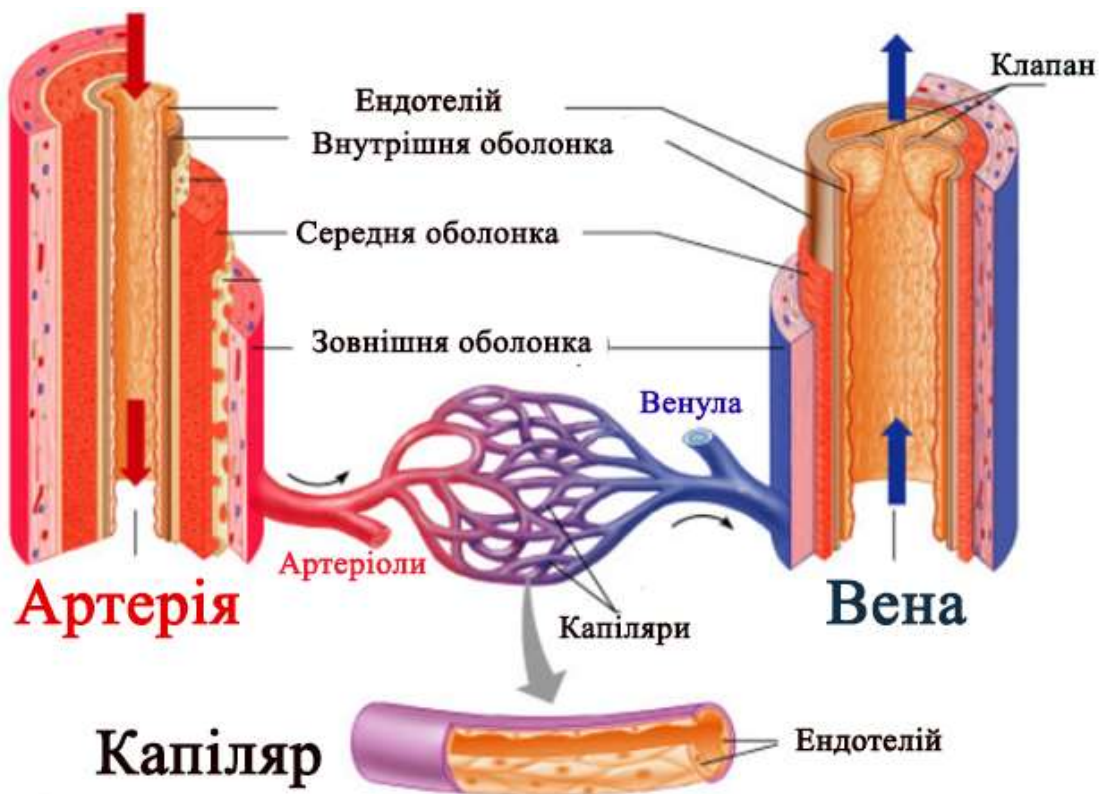


Рис.1.3. Будова кровоносних судин [4]

В таблиці 1.1 представлені параметри судин, але ми розглянемо три головні групи: артерії (рух крові у напрямку від серця), вени (рух крові у напрямку до серця) та капіляри, які слугують для безпосереднього обміну речовин між кров'ю та тканиною рідиною [2-4].

Таблиця 1.1. Параметри кровоносних судин (КС) людини [5]

Тип судини	Діаметр, мм	Товщина стінки, мм	Число Рейнольдса	Загальне число	Довжина, см
Аорта	20-25	2	1	1	80
Артерії	5-10	1	$3 \cdot 10^3$	10^3	40-20
Артеріоли	0,1-0,5	0,02	$4 \cdot 10^8$	10^8	5-0,2
Капіляри	0,005-0,01	0,01	$1,8 \cdot 10^9$	10^9	0,1
Венули	0,1-0,2	0,02	$5,8 \cdot 10^9$	10^9	0,2-1,0
Вени	5-20	0,5	$8 \cdot 10^7$	10^3	10-30
Пола вена	25-30	1,5	2	2	50

Будова артерій складається з внутрішньої, середньої та зовнішньої оболонок. Внутрішня оболонка (інтиму) складається з підендотеліального шару, ендотелію і внутрішньої еластичної мембрани. Медіа оболонка (середня) містить гладкі м'язові волокна, що розташовані по принципу спіралі. Зовнішньої оболонка (адвентиція), має пухку волокнисту неоформлену сполучну тканину [4].

Стінки вен мають також три оболонки, але вони значно тонші і містять клапани, що перешкоджають течії крові у зворотному напрямку [2].

Найтонші судинами тіла є кровоносні капіляри довжина яких близько 0,1-0,3 мм, а діаметр коливається у залежності від їх розташування. Будова стінки капіляра складається з ендотелію, що розташований на базальній мембрані та перицитів, що мають зірчасту форму та є найтоншими судинами в яких рух кровотоку дуже повільний [3,4].

1.1.3. Біохімічні показники крові

Показники крові є індикатором стану людського організму та працездатності окремих біологічних систем, органів. В нормі плазма крові містить 8 - 9% сухого залишку (електроліти, вуглеводи, ліпіди, органічні кислоти та основи, проміжні продукти обміну речовин, вітаміни та білки) [6]. В залежності від функціонального стану організму біохімічні показники

крові (БПК) діляться на два типи: ті що коливаються і ті які є більш-менш сталими (таблиця 1.2).

Таблиця 1.2. Біохімічні показники крові у нормі [6]

Показатель	Значение показателя в норме	
Альбумин	2,2...3,5 мг%	(22...35 г/л)
Альбумин/глобулин	0,5...1,2	(0,5...1,2)
Амилаза	400...1800 МЕ/л	(400...1800 ЕД/л)
Аспартатаминотрансфераза (ACT, AST, SGOT)	10...50 МЕ/л	(10...50 ЕД/л)
Белок общий	5,0...7,5 мг%	(50...75 г/л)
Билирубин общий	0...0,41 мг%	(0...7 мкмоль/л)
Билирубин прямой	0...0,41 мг%	(0...7 мкмоль/л)
Билирубин непрямой	0...0,18 мг%	(0...3 мкмоль/л)
Глобулины	2,2...4,5 г%	(22...45 г/л)
γ-Глутамилтрансфераза	0...6 МЕ/л	(0...6 ЕД/л)
Глутаматдегидрогеназа	3...8 МЕ/л	(3...8 ЕД/л)
Глюкоза	59,4...156,7 мг%	(3,3...8,7 ммоль/л)
Железо	72,6...189,8 мкг%	(13... 34 мкмоль/л)
Железосвязывающая способность	363...475 мкг%	(65...85 мкмоль/л)
Калий	3,6...5,8 мэкв/л	(3,6...5,8 ммоль/л)
Кальций	8,98...11,82 мг%	(2,24...2,95 ммоль/л)
Креатинин	0,62...1,64 мг%	(55...145 мкмоль/л)
Креатинкиназа	0...460 МЕ/л	(0...460 ЕД/л)
Липаза	50...1000 МЕ/л	(50...1000 ЕД/л)
Мочевина	5,9...27,2 мг%	(2,1...9,7 ммоль/л)
Насыщение трансферина	16...40 %	(16...40 %)
Натрий	145...158 мэкв/л	(145...158 ммоль/л)
Осмоляльность	280... 300 мосм/кг	(280...300 ммоль/кг)
Фосфатаза щелочная	0...200 МЕ/л	(0...200 ЕД/л)
Фосфор неорганический	1,55...8,05 мг%	(0,50...2,60 ммоль/л)
Хлориды	105...122 мэкв/л	(105... 122 ммоль/л)
Холестерин общий	106,0...367,4 мг%	(7,74...9,50 ммоль/л)

Високі показники рівня електролітів в крові можуть бути знаком порушення функціональності роботи серцево-судинної системи, а підвищений показник еритроцитів слугує індикатором запального процесу в організмі людини [6].

На сьогоднішній день для дослідження біохімічних показників крові можна використовувати як венозну так і капілярну кров, що значно дозволило збільшити і покращити метод проведення забору та аналізу. В таблиці 1.3 проведено порівняльну характеристику клітинного складу венозної та капілярної крові у чоловіків та жінок [7].

Таблиця 1.3. Біохімічні параметри венозної та капілярної крові [7]

Показатель	Венозная кровь		Капиллярная кровь		Δ	Δ% p
	M±m	SD	M±m	SD		
Мужчины						
Эритроциты x10 ¹² /л	4,85±0,02	0,36	4,99±0,02	0,34	0,14±0,01	2,9% p=0,001
Гемоглобин, г/л	146±0,59	10,7	147,22±0,56	10,1	1,23±0,34	0,8% p=0,001
Гематокрит, %	41,92±0,17	3,04	43,82±0,16	2,82	+1,92±0,11	4,5% p=0,001
Лейкоциты, x10 ⁹ /л	5,53±0,07	1,2	6,39±0,07	1,24	+0,86±0,04	15,5% p=0,001
Тромбоциты, x10 ⁹ /л	232,6±2,8	51	194,30±2,93	47,3	-33,7±2,5	-16,50% p=0,001
Женщины						
Эритроциты, x10 ¹² /л	4,4±0,02	0,34	4,54 ±0,02	0,32	+0,14±0,02	3,20% p=0,001
Гемоглобин , г/л	128,82±0,61	9,5	130,82±0,60	9,3	2,0 ±0,35	1,60% p=0,001
Гематокрит, %	37,73±0,18	2,8	39,33±0,17	2,7	+1,6±0,14	4,20% p=0,001
Лейкоциты, x10 ⁹ /л	5,71±0,09	1,42	6,46±0,09	1,45	+0,76±0,06	13,20% p=0,001
Тромбоциты, x10 ⁹ /л	264,57 ±4,02	62,9	227,40±4,61	69,6	- 37,6±3,1	-14,00% p=0,001

Для приведення всіх гематологічних параметрів до однакових умов необхідною умовою є введення коефіцієнтів варіації, які представлені в таблиці 1.4.

Таблиця 1.4. Коефіцієнти варіації показників венозної і капілярної крові [7]

Гематологические параметры	Кoeffициент вариации, %			
	Мужчины		Женщины	
	венозная	капиллярная	венозная	капиллярная
Лейкоциты	21,7	19,4	24,8	22,4
Эритроциты	7,4	6,8	7,7	7
Гемоглобин	7,3	6,9	7,4	7,1
Гематокрит	4,5	4,3	5,4	5,6
MCV	5,5	5,9	6,6	6,5
MCH	2,9	3,1	3,3	3,3
MCHC	7,3	6,4	7,4	6,9
Тромбоциты	21,9	24,3	23,8	30,6

Виходячи з даних таблиці можна зробити висновок, що для коректного трактування отриманих показників необхідною умовою є використання референтних інтервалів гематологічних параметрів для венозної і капілярної крові [7].

1.1.4.Основні помилки, що виникають при заборі крові

Як показують дослідження існують основні помилки при проведенні лабораторних досліджень на різних етапах: преаналітичний (65-70%); аналітичний (10-15%), постаналітичний (20-25%).

Внаслідок помилок, зростає ймовірність пацієнту отримати неправильне лікування, яке може призвести до погіршення здоров'я, або виникнення додаткових проблем (помилкове переміщення людини у реанімацію, невірна заміна терапії, непотрібне переливання крові, призначення непотрібних досліджень, консультацій або навпаки – ненадання вчасної допомоги).

Преаналітичний етап може містити дублювання аналізів, дефекти оформлення медичної документації, дефекти технології взяття крові та надлишкові запаси вакуумних пробірок у лабораторіях [8]. Важливо пам'ятати те, що лікар за день працює з декількома хворими, а людина лаборант з тисячами пробірок та направлень (рис.1.4).



а)



б)

Рис.1.4. Дослідження показників крові одночасно в лабораторії [8]:
а) біологічний матеріал; б) направлення на проведення аналізу

І якщо є якісь незрозумілості і необхідно провести уточнення хоча б кожного 10 аналізу (не більше 1 хв), то на це знадобиться додатково 16,5 годин, тому часто медичний персонал цим нехтує.

Також на рис.1.5 показано одну з розповсюджених проблем, що складається з невідповідності кількості забору біологічного матеріалу та транспортування до лабораторій, де буде проводитись дослідження.

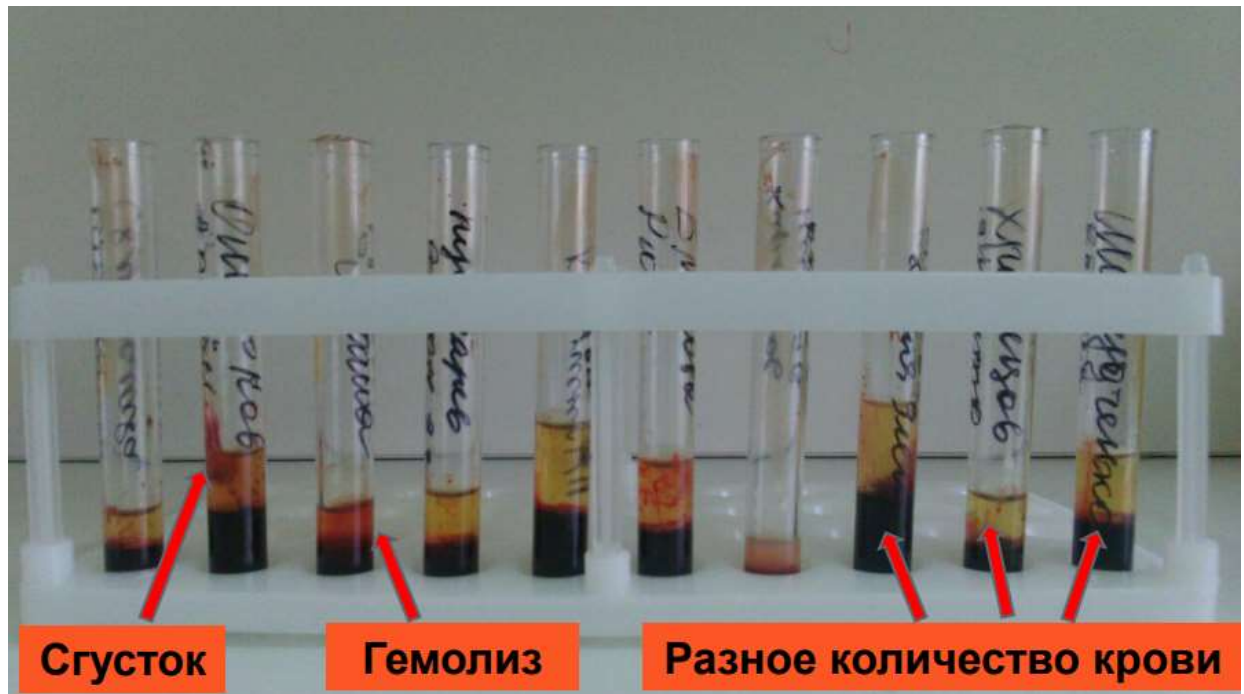


Рис.1.5. Види забору біологічного зразка для проведення аналізу [8]

Необхідною умовою для дослідження крові є миттєва доставка результатів досліджень до клініцистів, підключення системи штрих-кодування зразка, максимальне вилучення суб'єктивних факторів при маркуванні зразків біоматеріалу та підключення безпосередньо до аналізаторів, що підвищить якість та аналіз зразків [8].

Важливим є питання біоіндетифікації пацієнта та біоматеріалу, що значно зменшить ризики підміни результатів аналізів.

1.2. Біометричної ідентифікації пацієнта

1.2.1. Основні засади біометричної ідентифікації

На сьогоднішній день біометрична ідентифікація є основною задачею для розвитку автоматизованого процесу медичного дослідження та обслуговування та полягає в реєстрації та аналізі фізіологічних параметрів людини (відбиток пальця, райдужна оболонка ока, ДНК, будова геометрії лица та ін.) які ідентифікують особистість [9]. На рис.1.6. представлена модель реалізації біометричної ідентифікації, де над блоком "Постачальник біометричної служби", зазначені стадії елементарних функцій інтерфейсу (отримання зразка, обробка та зіставлення). Блок постачальник біометричний служби має різні стадії операцій верифікації та ідентифікації, що представлені у вигляді програми, яка здійснює біометричні операції за допомогою інтерфейсу або керуванням одним (декількома) модулями біометричного прикладного програмного інтерфейсу, або з використанням наперед визначених функцій [9].

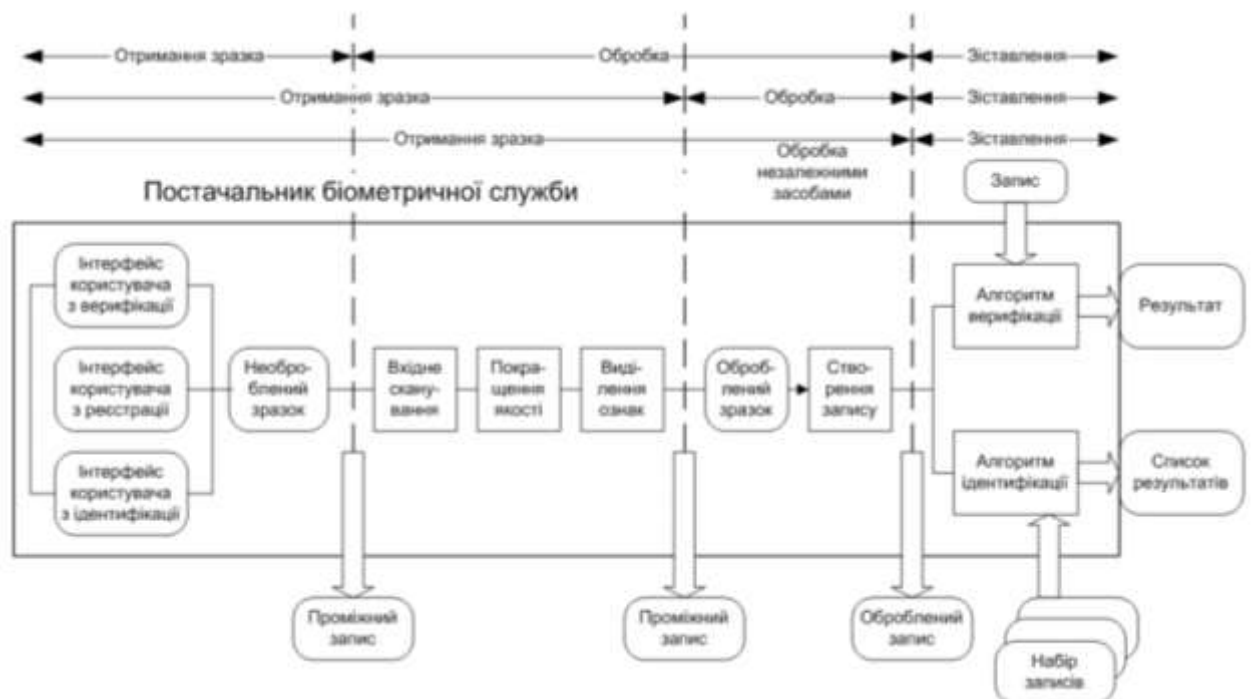


Рис.1.6 Архітектура реалізації моделі методу біометричної ідентифікації [9].

На рис.1.7 представлено структурно-функціональну схему забезпечення біометричної ідентифікації, яка може бути реалізована як статичними (ідентифікацію за відбитками пальців, райдужної оболонки ока, геометрією руки або лица і т.д) так і динамічними методами (тембр голосу, динаміка відтворення підпису і т.д.) [9].



Рис.1.7 Загальна структурно-функціональна схема роботи біометричної ідентифікації пацієнта [9]

Першим етапом є фіксування даних, шляхом сканування необхідної ділянки відповідним методом, яке здійснюється не менше ніж в п'яти положеннях для адекватного відтворення. Далі відбувається обробка даних, фіксування за обраним алгоритмом та запис у сховище та перевірка на відповідність. В подальшому фіксування даних буде порівнюватись з базовим шаблоном і встановлювати ідентифікацію особистості.

1.2.2. Розробка класифікації методів біометричної ідентифікації

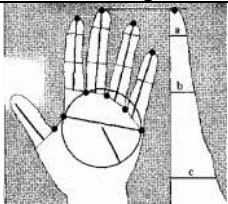




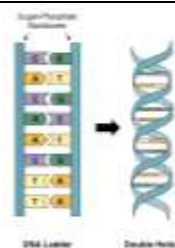


В дипломному проекті було проведено огляд методі біометричної ідентифікації та розроблено класифікацію, що представлена в Додатку А ДП ПБ-351.1702.001 Сх та на рис.1.8.



Рис.1.8 Класифікація методів біометричної ідентифікації та їх характеристик

Виходячи з класифікації було розроблено порівняльну таблицю 1.5 існуючих методів біометричної ідентифікації.

Таблиця 1.5 Порівняльна характеристика існуючих методів біометричної ідентифікації людини

Біометричний метод	Ділянка ідентифікації	Переваги	Недоліки
Геометрична будова руки		Відсутня оцінка	Відсутня оцінка
Відбиток пальця руки людини		Доступність скануючих пристроїв та їх дешевизна	Високий показник відмови, підробки та залежність від зовнішніх чинників
Особливості малюнка стінки ока		Високий рівень статистичної надійності	Складність пристрою, тривалість обробки, дороговизна
Райдужна оболонка ока		Надійність алгоритму, захист від підробки	Значна вартість, недоступність
Портрет обличчя		Безконтактний, високий рівень надійності	Дороге обладнання, вплив міміки
Порівняння ДНК		Найдосконаліша технологія	Існує помилка при дослідженні однояйцевих близнят у яких однаковий геном
Відбиток долоні руки		Дешевизна та доступність скануючих пристроїв	-Залежить від зовнішніх чинників; -Високий показник відмови, -можливість підробки
Судинні рисунки		Безконтактний, високий рівень надійності	Недопустиме додаткове освітлення, вікові обмеження

1.3. Методика біометричного сканування відбитку пальця людини

Біометричне сканування пальця людини має переваги над іншими методами своєю простою реалізації, легкістю використання, надійністю і універсальністю. За допомогою спеціального сканера відбувається розпізнавання відбитку пальця, який зчитує малюнок папілярного візерунка, перетворює його і порівнює з еталоном [10]. В даному проекті було розроблено класифікацію методів для біометричної ідентифікації за відбитком пальця, що представлена в Додатку А ДП ПБ-з51.1702.001.01 Сх, та на рис.1.9



Рис.1.9. Класифікація методів біометричного сканування пальця

Оптичний сканер представляє собою фактично маленький цифровий фотоапарат, де світло, що випромінюється світлодіодами, відбивається від пальця пацієнта і потрапляє на світлочутливу матрицю, яка перетворює оптичний сигнал в цифровий.

Зчитується, аналізується і порівнюється не саме зображення відбитка, а його геометрія - відстань між лініями, форма, кривизна. Оптичні сканери діляться на[12]:

- FTIR-сканери
- Оптиковолоконні сканери
- Електрооптичні сканери
- Оптичні протяжні
- Роликові сканери
- Безконтактні сканери

FTIR-сканери побудовані на ефекті порушеного повного внутрішнього відбиття, що показано на рис.1.10.

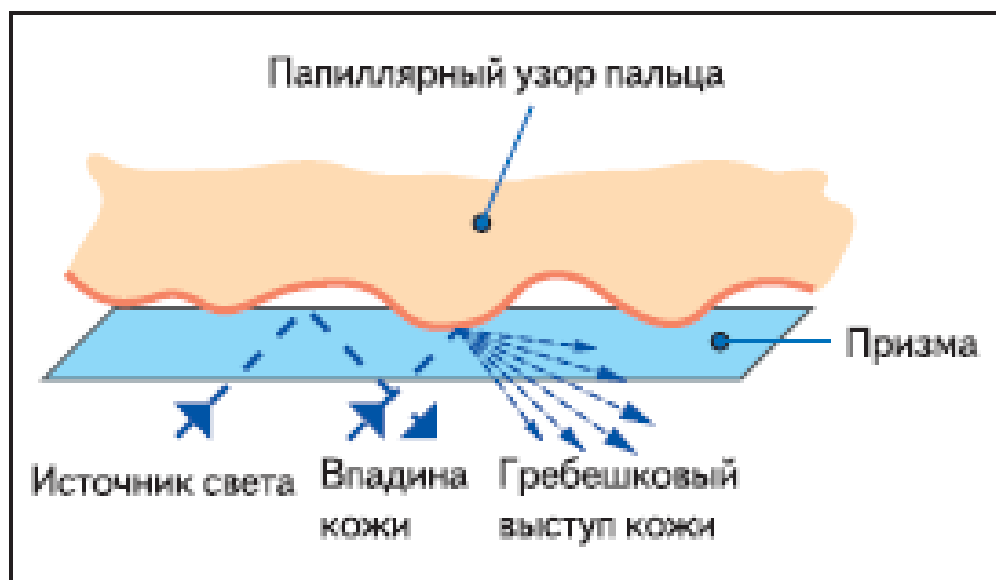


Рис.1.10 Принцип роботи FTIR-сканера [11]

При попаданні світла на границю розділу двох середовищ світло ділиться на дві частини: проникнення та відбиття, що залежить від кута падіння. Починаючи з деякого кута ми спостерігаємо явище повного внутрішнього відбиття (ПВВ). У випадку контакту поверхні пальця, що має більш щільне оптичне середовище, в менш щільне (призму) в точці ПВВ

пучок світла проходить через дану границю, тому фіксуються лише ті точки світла до яких не був прикладений папілярний рисунок пальця.

Оптоволоконні сканери показані на рис.1.11 та представляють собою оптоволоконну матрицю в якій всі хвилеводи з'єднані з фотодатчиками, що фіксують залишкове світло, яке проходить через палець.

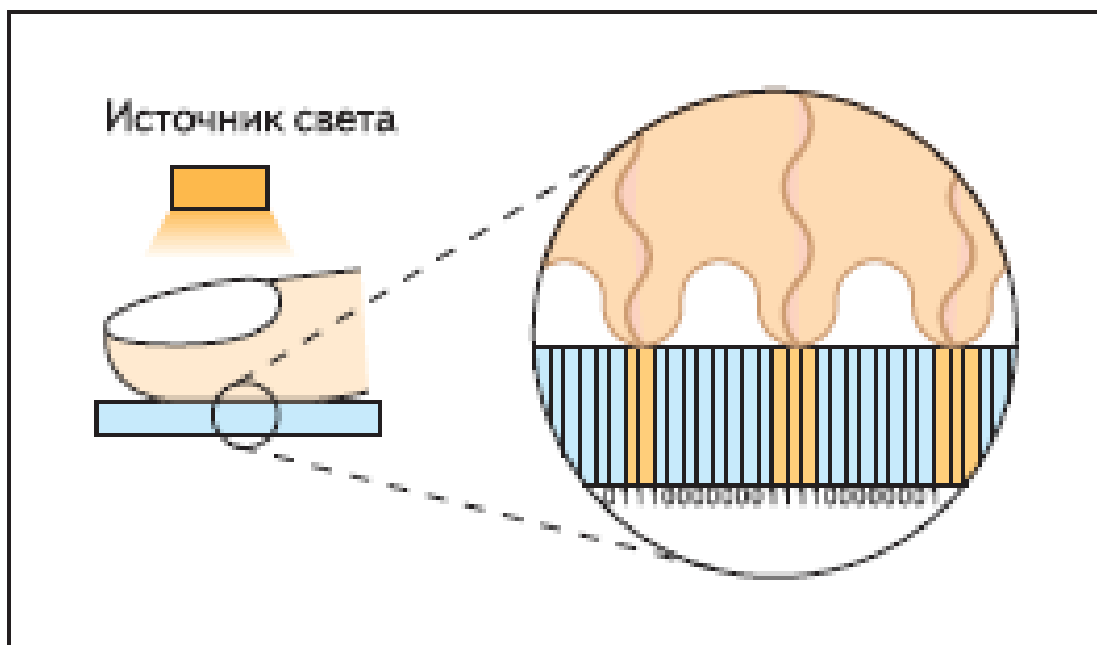


Рис.1.11. Принцип роботи оптоволоконного сканеру [12]

Відбиток пальця формується по сигнал, які надходять з кожного датчика окремо.

Електрооптичні сканери засновані на використанні спеціальних електрооптичних полімерів, в складі яких є світловипромінюючий шар. Різниця потенціалів між бугорками та впадинами шкіри при прикладенні пальця на сканер відображається на засвіченні шару після чого перетворюється у цифровий вид.

Оптичні протяжні сканери зображені на рис.1.12 вимагають проведення пальця по вузькій полосі, яка слугує модулем зчитування, в процесі якого виконується багато серійних знімків, далі за допомогою програмного забезпечення реалізується загальний відбиток пальця.

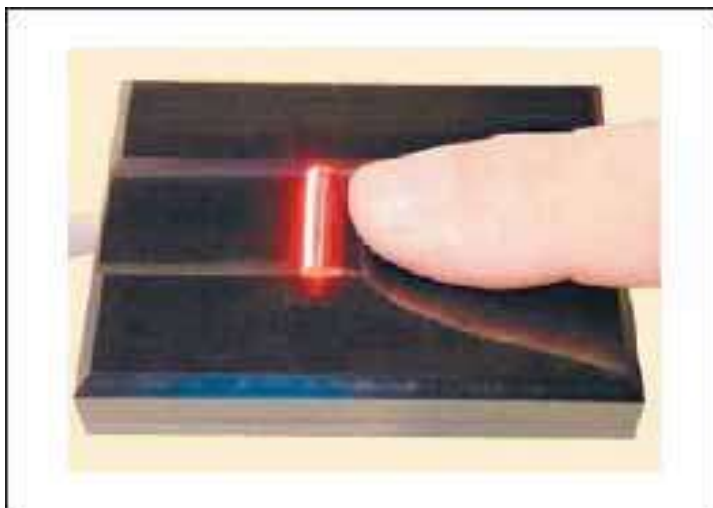


Рис.1.12 Загальний вигляд оптичний протяжних сканерів [12]

Роликові сканери є наймініатюрнішими сканерами (рис.1.13), які будують зображення відбитку пальця завдяки протягуванні його через прозорий тонкостінний ролик. Далі відбуваються так само як і в попередньому методі велика кількість знімків з деяким накладанням один на одного [11].



Рис.1.13 Принцип роботи роликового сканеру [12]

Безконтактні сканери, принцип якого показаний на рис.1.14 не контактують з поверхнею сканеру, а прикладають до отвору сканеру і підсвічують з різних сторін де лінза проектує зображення відбитку пальця на КМОП-датчик.

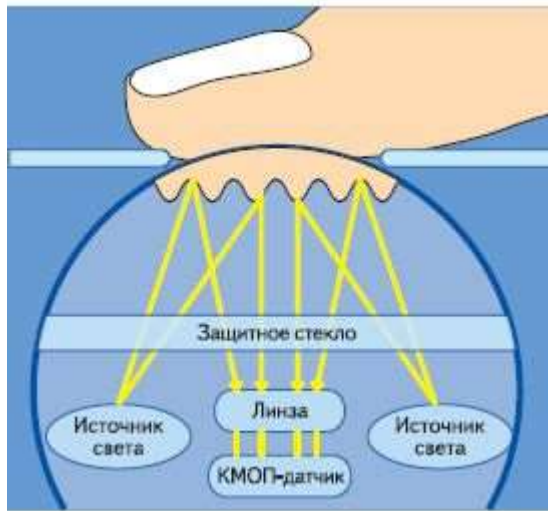


Рис.1.14. Принцип роботи оптичного сканеру пальця [12]

Головним недоліком оптичних сканерів є досить висока ціна, так як використовують велику кількість оптичних елементів.

Напівпровідниковий сканер побудований на принципах властивостей напівпровідників, що можуть змінювати свої властивості в місцях зіткнення. На рис.1.15 показано принцип роботи напівпровідникових сканерів, які бувають ємнісними, радіочастотними, термічними.

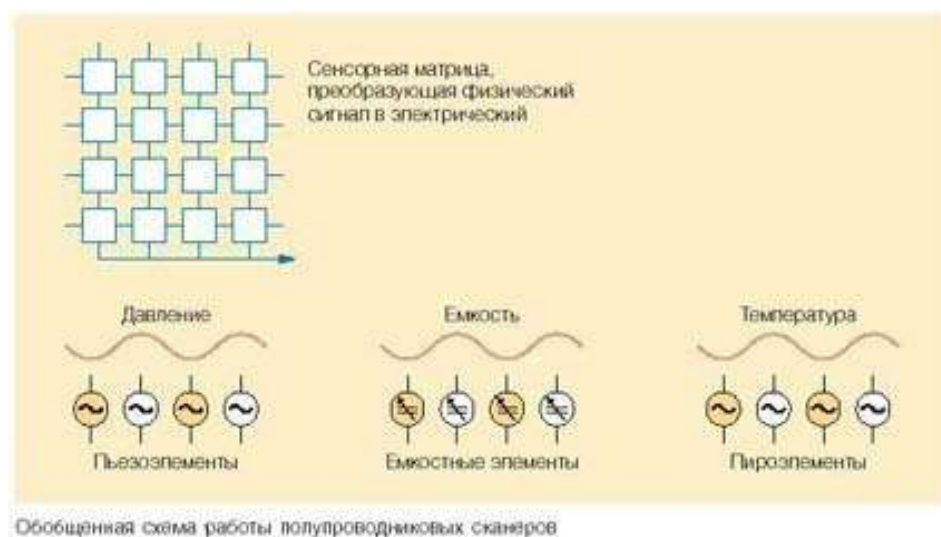


Рис.1.15. Принцип роботи напівпровідникового сканеру [11]

Перевага даного методу в тому, що підміну за допомогою зліпка не виконаєш.

Ультразвуковий сканер є найперспективніший, що побудовані на принципі медичного УЗД для того, щоб створити візуальний образ відбитку пальця. Звукові хвилі генеруються з використанням п'єзоелектричних перетворювачів, як показано на рис.1.16.

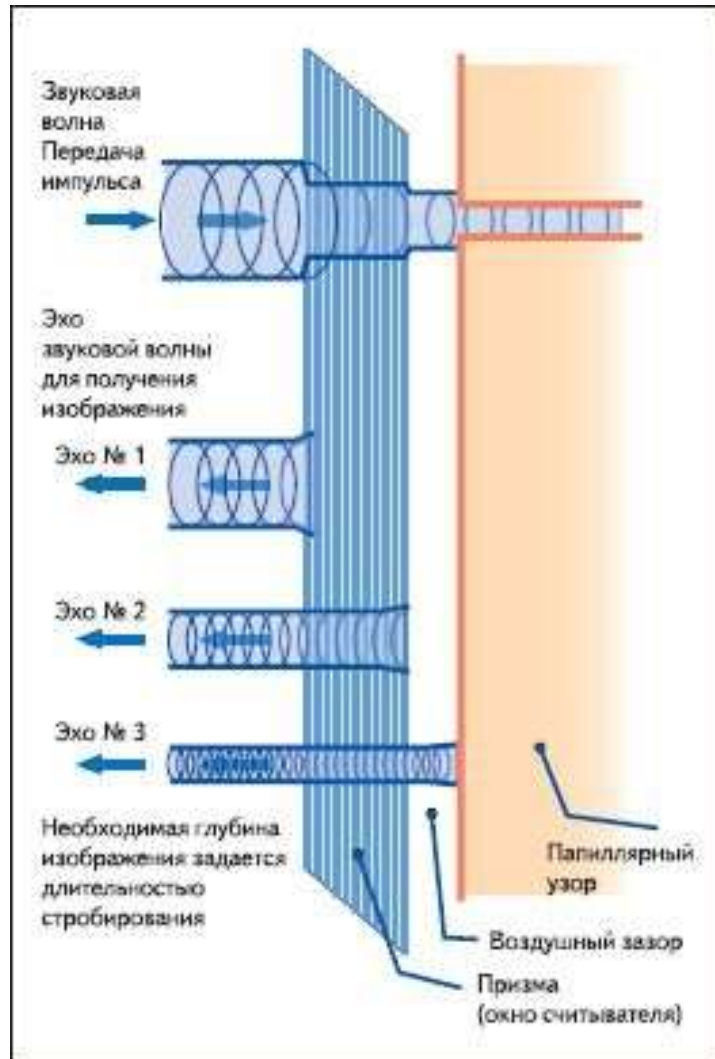


Рис.1.16 Ультразвуковий сканер для біометричної ідентифікації пальця [11]

Далі вони потрапляють на палець і відбите від нього луна фіксується спеціальними датчиками. На відміну від оптичних зображень, ці сканери використовують дуже високі частоти звукових хвиль, які здатні проникати в епідермальний шар шкіри, що має неповторну структуру [11].

Всі методи мають ряд свої переваг та недоліків, але питання надійності на сьогоднішній день є дуже актуальним.

Для підвищення надійності сканування і захисту від обману використовують мультиспектральну технологію, що аналізує не тільки зовнішній, а й внутрішній шар шкіри.

Головною ідеєю даного методу є те, що при створенні відбитку пальця ми лише бачимо гребені папілярних ліній на поверхні шкіри, які мають приховану основу, у вигляді судин і інших підшкірних структур. Поверхневий відбиток пальця може бути змінений вологістю, брудом або частково стерті, а внутрішній відбиток пальця є стабільним і незмінним. Об'єднання цих двох характеристик забезпечує новому методу високу надійність і стійкість [12].

Мультиспектральний сенсор, що зображений на рис.1.17 має кілька джерел світла (LED-світлодіоди) і використовує для отримання остаточного деталізованого відбитка пальця одночасно поляризований і неполяризоване світло.

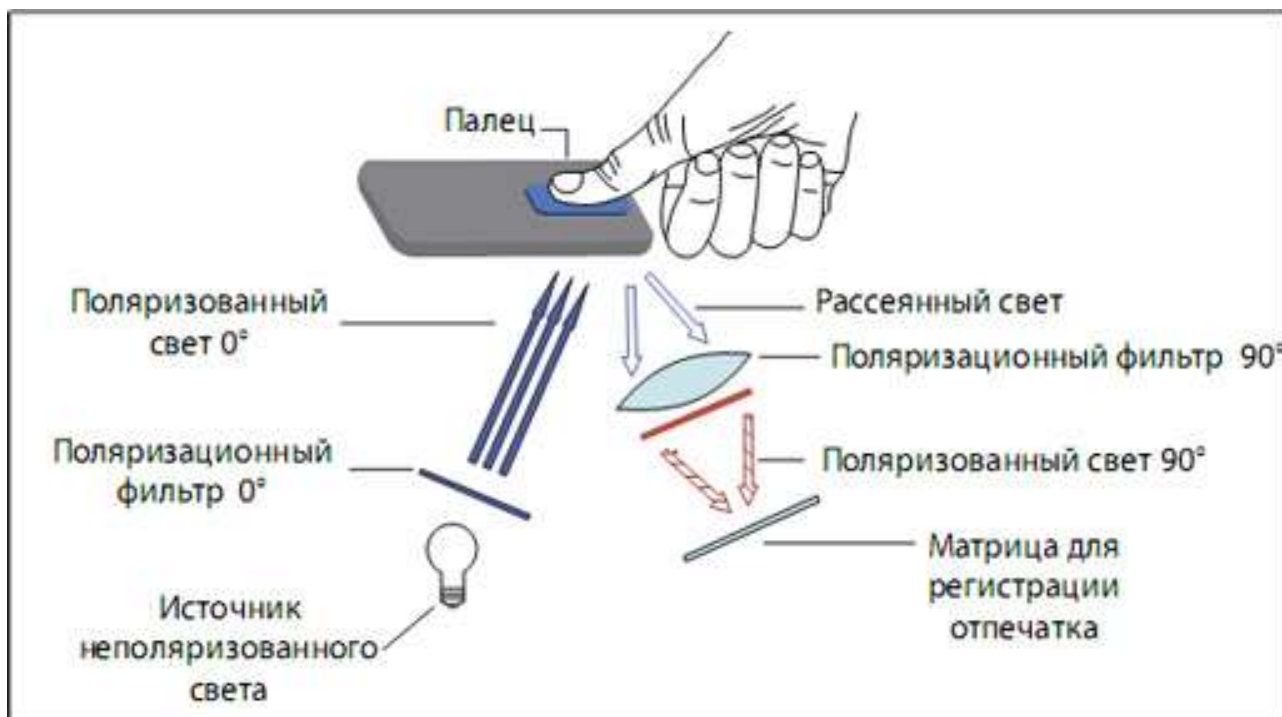


Рис.1.17. Мультиспектральний сенсор [12]

На рисунку видно, що після джерела світла (першого LED-світлодіода) встановлено поляризуючий фільтр, який проміні прямого поляризованого світла направляє на палець, що прикладений до поверхні сенсора. Після

взаємодії з пальцем відбите світло надходить до блоку формування зображення через другий поляризаційний фільтр. Оптична вісь другого фільтра ортогональна фільтру джерела світла, що зменшує вплив світла, відбитого від поверхні шкіри, і підкреслює світло, який зазнавав розсіюванню в більш глибоких шарах. Другий LED-світлодіод (його на схемі не відображали) висвітлює палець безпосередньо, без використання проміжного поляризаційного фільтра. В цьому випадку відбите світло від поверхні і від внутрішніх структур пальця світло потрапляє на блок реєстрації зображення одночасно. Отримане зображення несе набагато більше інформації саме про поверхневому шарі [12].

1.4. Огляд об'єктів інтелектуальної власності в області біометричної ідентифікації пальця

В даному дипломному проекті було проведено огляд об'єктів інтелектуальної власності в області біометричної ідентифікації особистості за відбитком пальця або долоні руки, так як для реалізації автоматизованої системи для забору крові долонь є найбільш зручнішим місцем.

Розглянемо патент пристосування і спосіб для ідентифікації відбитків пальців [13], що зображений на рис.1.18

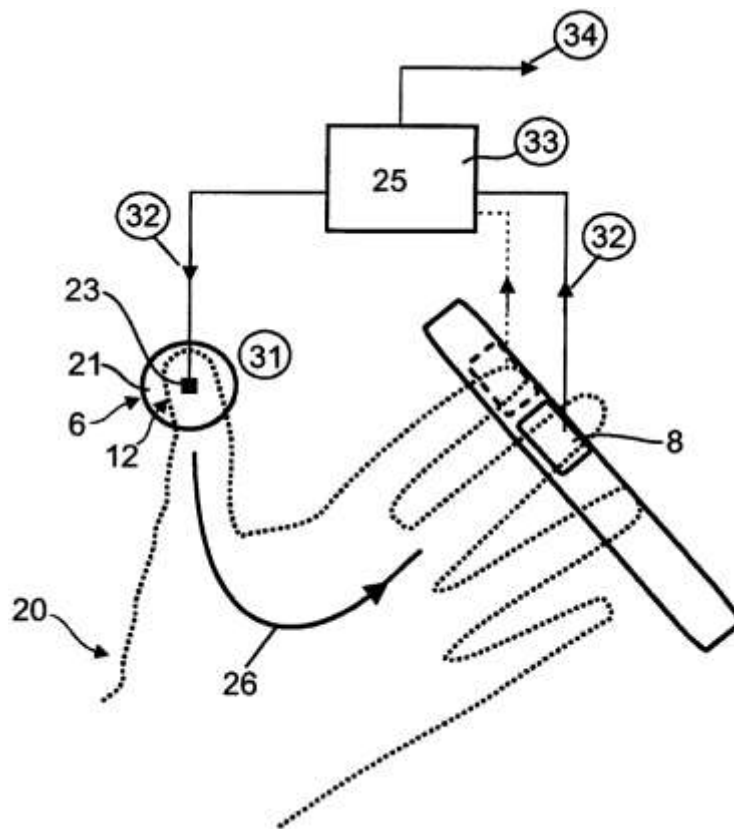


Рис.1.18 Послідовність способу ідентифікації відбитків пальців [14]: 6 – скануючий вузол; 8 – електрод; 12 – великий палець; 20 – кисть пацієнта; 21 – сканер; 23 – електрод; 25 – вимірювальний пристрій; 26 – положення пальців; 31,32,33,34 – етапи проведення

На рисунку схематично показано пристосування для ідентифікації відбитків пальців та послідовність виконання способу ідентифікації відбитків пальців [14]. Дане пристосування містить вузол 6, що складається з сканера 21 відбитків пальців і першого електрода 23 відокремлений опорною поверхнею 7 для руки по щонайменше з одним другим електродом 8. Крім цього, пристосування містить вимірювальний пристрій 25 для подачі і оцінки електричних сигналів, які можуть бути подані і виявлені між першим електродом 23 і щонайменше другим електродом 8. Вказівний палець, середній палець, безіменний палець та мізинець руки 20 розміщені на опорній поверхні 7, великий палець 12 руки 20 поміщають на вузол 6, що складається з сканера 21 відбитків пальців і першого електрода 23. На першому етапі 31 способу сканер 21 відбитків пальців вузла 6 виявляє відбиток прикладеного великого пальця 12 за допомогою оптичних або

електричних (зазвичай ємнісних) даних, це може містити освітлювальний пристрій для виявлення зображення відбитків пальців. Потім виявлене зображення відбитка пальця зберігається в буфері вимірювального пристрою 25 і, на наступному етапі способу, може бути передано разом з додатковими даними. На другому етапі 32 якщо якість виявленого відбитка пальця є допустимим, то електричні сигнали передаються або подаються вимірювальним пристроєм 25 до руки 20, яка торкається великим пальцем 21 і іншими пальцями, за допомогою першого електрода 23 і щонайменше другого електрода 8. Ці подаються сигнали направляються на пальцях або руці 20, прикладеним до відповідних електродів [14].

Далі розглянемо патент біометричний датчик, що працює з затримкою [15]. На рис.1.19 зображений ультразвуковий сканер, що може використовуватися для отримання біометричної інформації, такої як відбиток пальця 20.

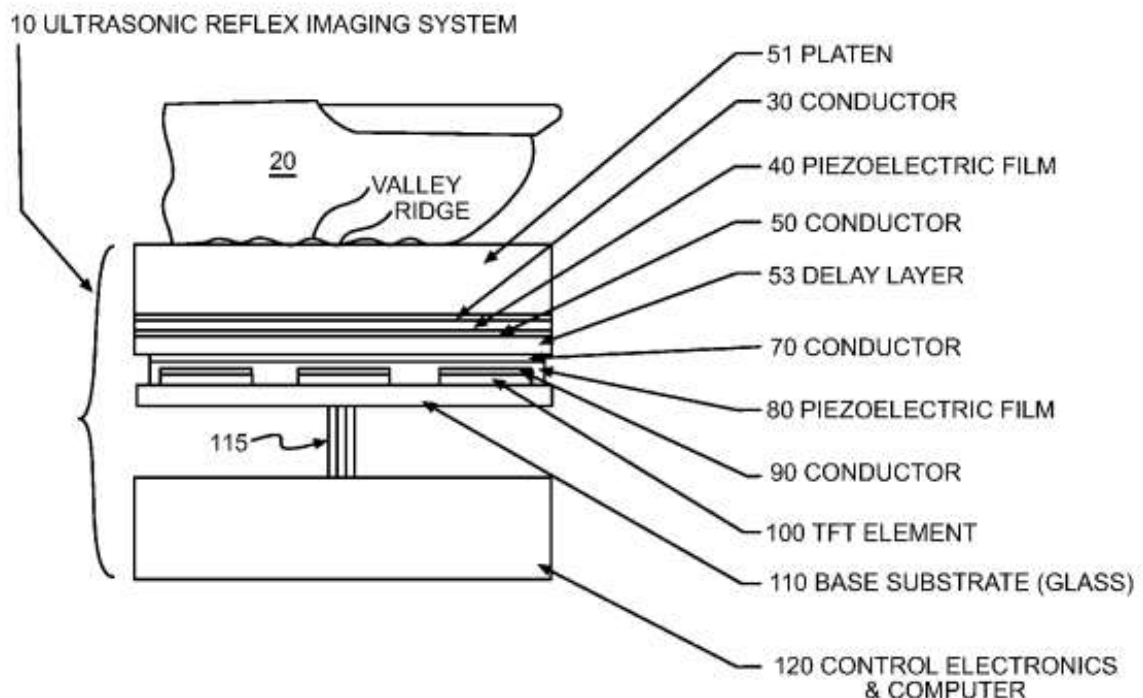


Рис.1.19 Принципова схема способу сканування [15]

Така інформація може бути використовуватися для перевірки автентичності особистості, що використовує масив елементів в двовимірному

макеті. Сканер 10 може бути використаний для захоплення зображення відбитка пальця, що представляє поверхню фрикційного гребеня пальця. 20. Сканер 10 може бути реалізований таким чином, щоб дає йому конкурентну перевагу перед іншими доступними в даний час, так як може бути розгорнуто в формі, яка здатна відображати невелике місце (1/4 "x1/4"), та масштабований до зображення великої площі. Область зображення, яка 3,0 "x3,2" може бути краще, так що чотири пальці можуть бути зображення одночасно. Також пристрій виконано відповідно до винахід може бути здатним виявляти високу ступінь надійність [15].

Далі розглянемо ультразвуковий модуль розпізнавання відбитків пальців та спосіб його виготовлення [16], що показаний на рис.1.20.

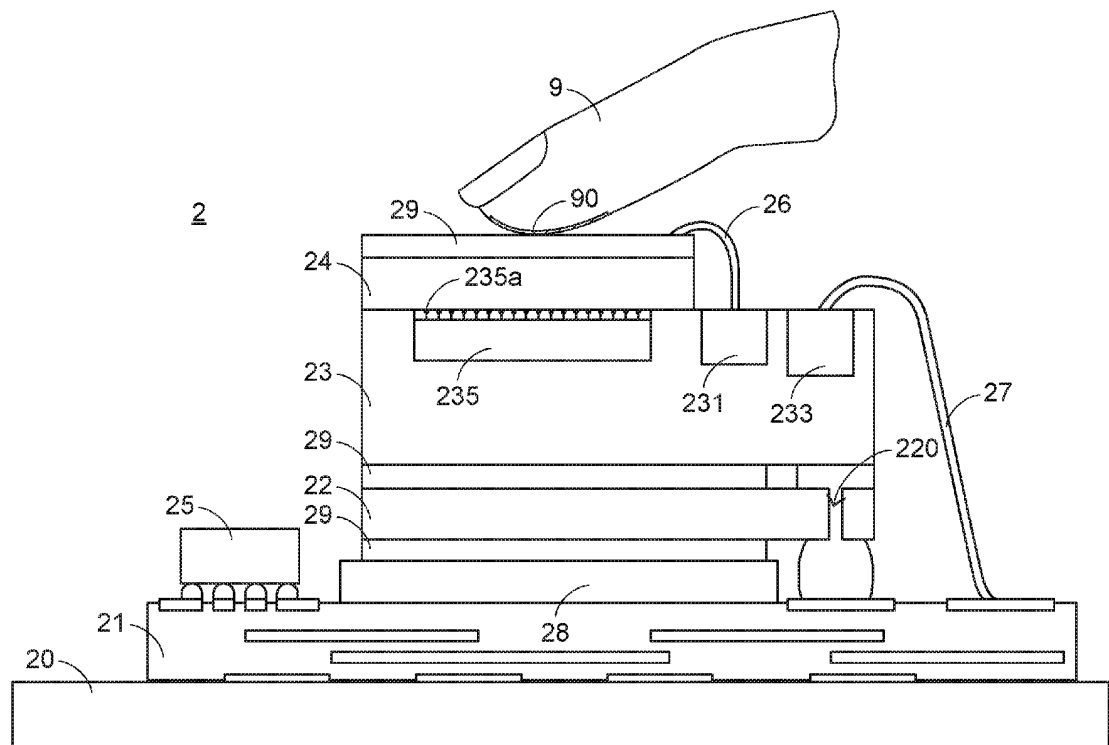


Рис.1.20 Ультразвуковий модуль розпізнавання відбитків пальців та спосіб його виготовлення [16]: 21 – підкладка; 22 – ультразвуковий передавач; 23 – плівковий транзистор (TFT); 24 – ультразвуковий приймач; 26, 27 – дрот; 231, 233 – електрична накладка; 25 – електронний компонент; 29 – срібний шар; 28 – адгезив (клей чутливий до тиску)

Представляє собою схематичний вигляд ультразвукового модулю розпізнавання відпечатки пальців, що містить гнучку плату, ультразвукового передатчика і ультразвуковий приймач. Хвостовий кінець гнучкою

монтажної плати виконаний у вигляді вигнутої області через яку встановлюється електричне з'єднання. В ультразвуковому передавачі 22 формується передана хвиля, коли стискається у відповідь на електричний сигнал. Коли відбита хвиля приймається ультразвуковим приймачем 24 генерується електричний сигнал. Підкладка 21 виготовлена у вигляді друкованої плати, яка містить тонкий провідний шар, та знаходиться дуже близько до ультразвукового передавача 22, тонкоплівного транзистора 23 і ультразвукового приймача 24.

Срібні шари 29 використовуються в якості електродів, а передавач 22 і підкладка 21 об'єднані через адгезив 28 низької температури.

Наступним розглянемо багатошарове акустичне зондування [17], принцип роботи якого показано на рис.1.21. Біометрична візуалізація, включаючи, але не обмежує, біометричні пристрої та способи, примінні до мобільних пристроїв.

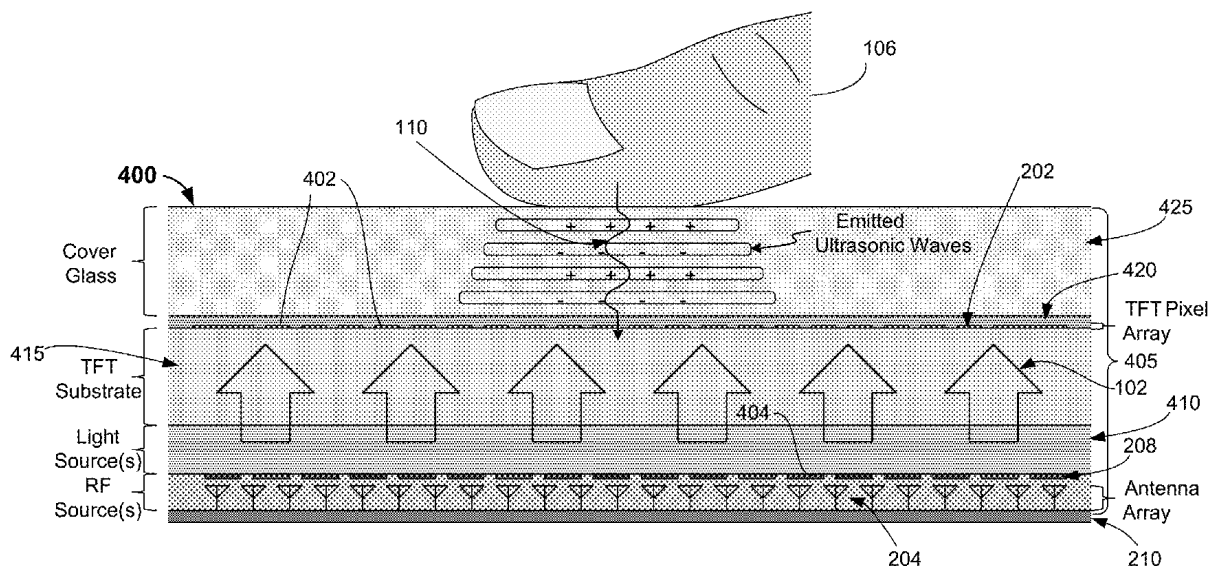


Рис.1.21 Принцип біометричної візуалізації пальця [17]: 400 – пристрій; 204 – джерело RF системи (антенний масив); 204 – система джерела; 208 – джерело світла; 420 - плівковий транзистор (TFT); 210 – плата; 415 – підкладка; 425 – валик.

Палець пацієнта освітлюється світлом чи радіочастотним випромінюванням і послідовно випромінює ультразвукову хвилю. На рис.1.22 показано процес отримання послідовних зображень біологічного об'єкта.

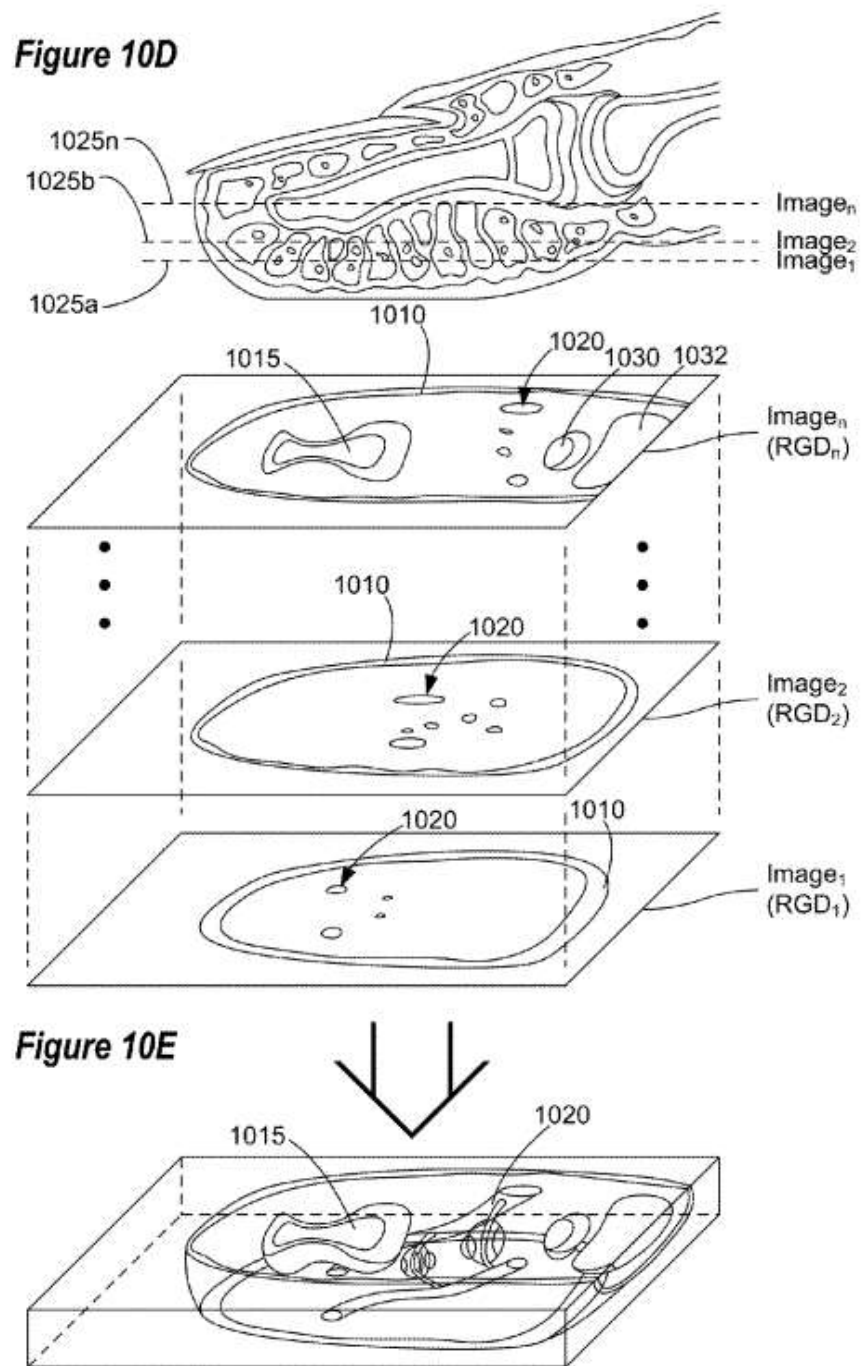


Рис.1.22 Зображення серії двовірних знімків [17]: 1025(a,b,n) – зображення площин; 1010 – частина епідермісу; 1020 – кровообіг; 1015 – кісткова тканина; 1030 – структури; 1032 – сполучні тканини біля кістки.

В деяких прикладах може бути включено управління системою джерел світла. У деяких випадках світ може викликати вилучення другої акустичної хвилі всередині цільового об'єкта. У відповідності з деяким прикладом, він може включати в себе навчання через матрицю ультразвукових датчиків, що входять до складу ультразвукової форми з вилученої акустичної хвилі.

1.5. Аналіз аналогів модулів для біометричного сканування

В дипломному проекті розглянуто модуль R303T [18] для біометричного сканування відбитків пальців, що представлений на рис.1.23.



Рис.1.23 Загальний вигляд модуль R303T для біометричного сканування [18]

Даний модуль має високошвидкісний ідентифікаційний алгоритм відбитків пальців, автономну функцію дослідження, функцію зчитування і запису даних з функцією відбитків пальців. Основні технічні характеристики представлені в таблиці 1.6

Таблиця 1.6. Технічні характеристики R303T біометричного сканування

	Характеристики	Параметр
1	Рівень безпеки (<0.001%)	3
2	Розмір шаблонів відбитків пальців, байт	512
3	Розмір модуль зчитування відбитку пальця, мм	20,4x33,4
4	Датчик, пікселі	208x288
5	Ефективна область зору, мм	11x 15
6	Час відклику, с	<0,2
7	Інтерфейс зв'язку	USB2.0 UART
8	Напруга, В	4.2-6
9	Робочий струм, мА	<55
10	Час сканування, с	<0,2

11	Час повірки, с	<0,3
12	Роздільна здатність, dpi	508
13	Ємність відбитків пальців	1000

Далі розглянемо GROW R301T ємнісний модуль біометричного контролю відбитків пальців людини [19], що представлений на рис.1.24

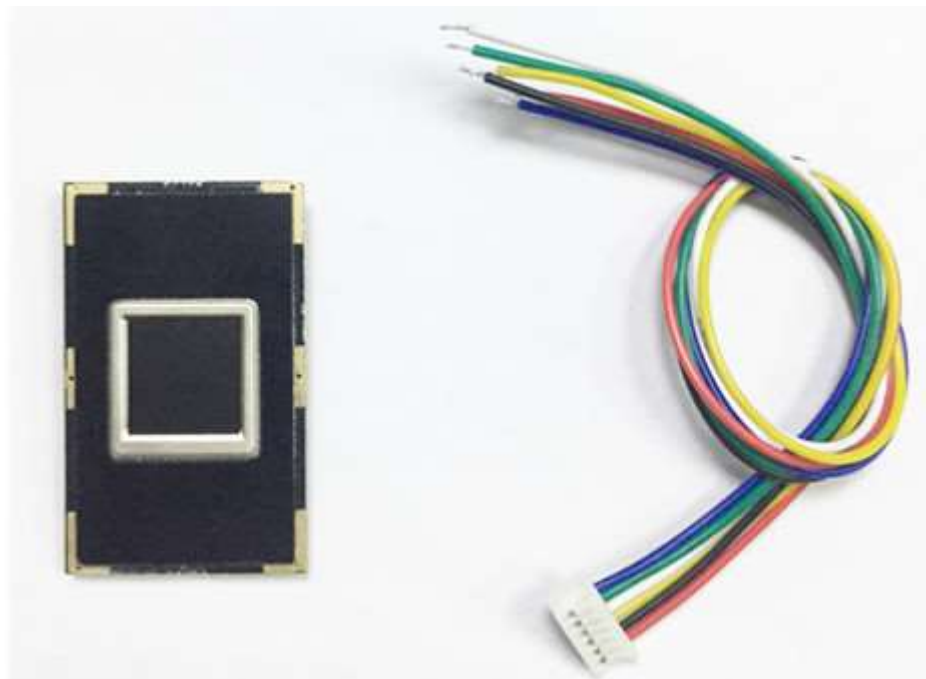


Рис.1.24 Біометричний ємнісний модуль GROW R301T [19]

R301T додала функцію сенсорного відбитку пальця, що містить інтегрований збір зображень і чіп-алгоритм разом та має гнучкість[19], щоб адаптуватися до умов були пальці, будь то сухі пальці, вологі пальці, легкі текстури пальців, і старі пальці, всі мають високу ступінь розпізнавання. Технічні характеристики приведені в таблиці 1.7.

Таблиця 1.7. Технічні характеристики R301T біометричного сканування

	Характеристики	Параметр
1	Рівень безпеки (<0.001%)	3
2	Розмір шаблонів відбитків пальців, байт	512
3	Розмір модуль зчитування відбитку пальця, мм	20,4x33,4
4	Датчик, пікселі	208x288
5	Ефективна область зору, мм	10x 10

6	Час відклику, с	<0,2
7	Інтерфейс зв'язку	USB2.0 RS232
8	Напруга, В	4.2-6
9	Робочий струм, мА	60
10	Час сканування, с	<0,2
11	Час повірки, с	<0,3
12	Роздільна здатність, dpi	508
13	Ємність відбитків пальців	3000

Основні області застосування: можуть бути вбудовані в різні кінцеві продукти, такі як: контроль доступу, відвідуваність, передоплата

1.6. Огляд та аналіз існуючих систем для автоматизованого забору крові

В дипломному проекті був проведений аналіз існуючих автоматизованих систем для забору крові. В роботах [20,21] було спроектовано систему і розробку роботизовано пристрою для автоматичної венепункції і діагностичного аналізу клітин крові, що показано на рис.1.25.

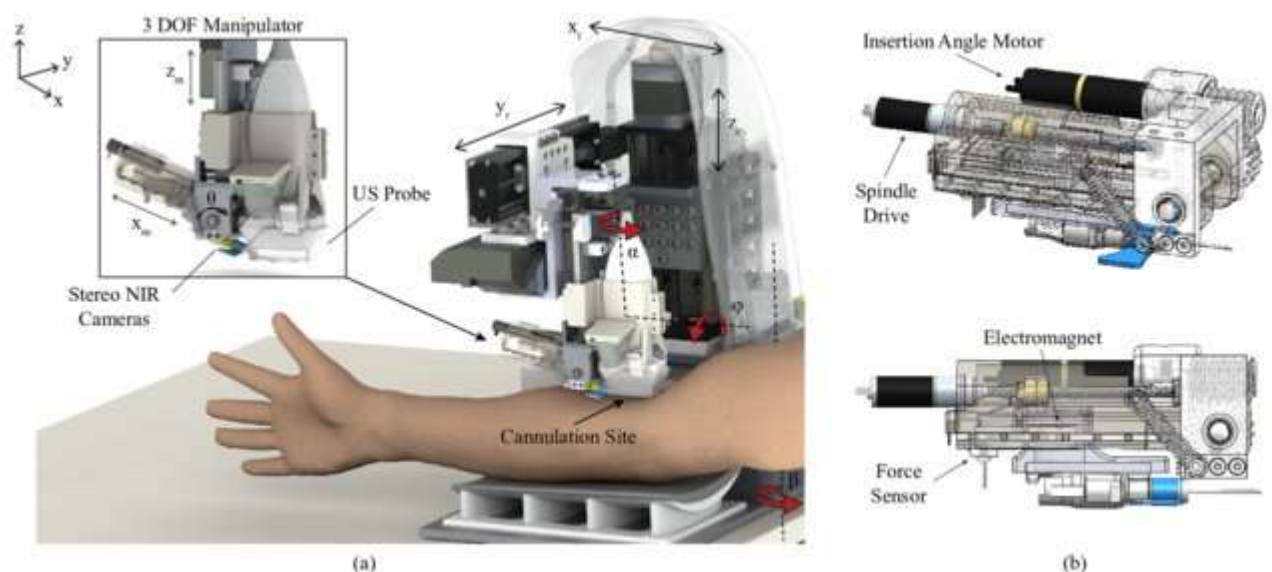


Рис. 1.25. Автоматизована система для дослідження крові [22]

Щоб підвищити точність венепункції було розроблено портативний пристрій, який автономно направляє голку в підходящу вену під контролем

зображення. Пристрій працює в режимі реального часу, поєднуючи ближній інфрачервоне і ультразвукове зображення, програмне забезпечення для комп'ютерного зору. Далі робот, який має 9 ступенів свободи, вводить голку та здійснюється сам забір крові.

Також в роботі [21] було запропоновано поєднати систему з автоматичним аналізатором складу крові, що робить систему універсальною і мобільною (рис.1.26).

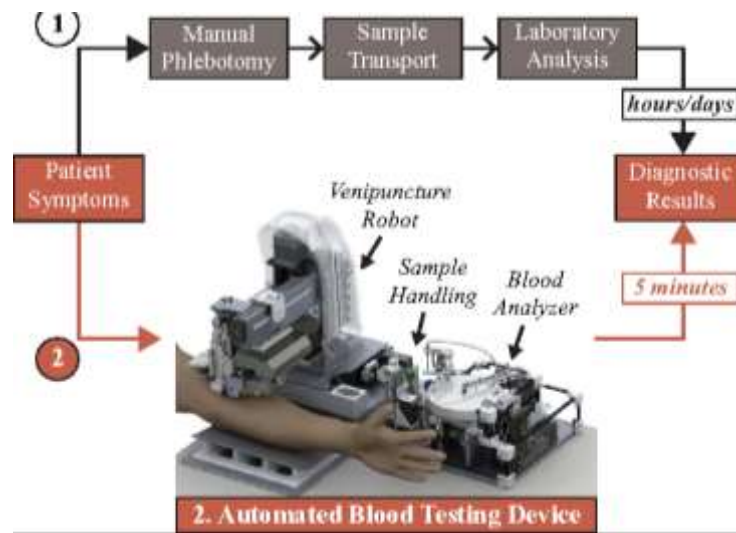


Рис.1.26 Функціональна схема автоматизованого забору крові [21]

Автоматизований прилад для тестування крові, який проводить забір і аналізує зразок. Технологія призначена для заміни стандартної ручної лабораторної діагностики. Замість цього, пристрій автоматично набирає необхідний обсяг крові і забезпечує кількісні вимірювання гематології протягом 5 хвилин. Система поєднує в собі роботизований пристрій венепункції, модуль обробки зразків і блок аналізатора крові.

Пошук місця проколу відбувається за допомогою ультразвукового сканування, що показано на рис.1.27 (вена 3мм та 2 мм).

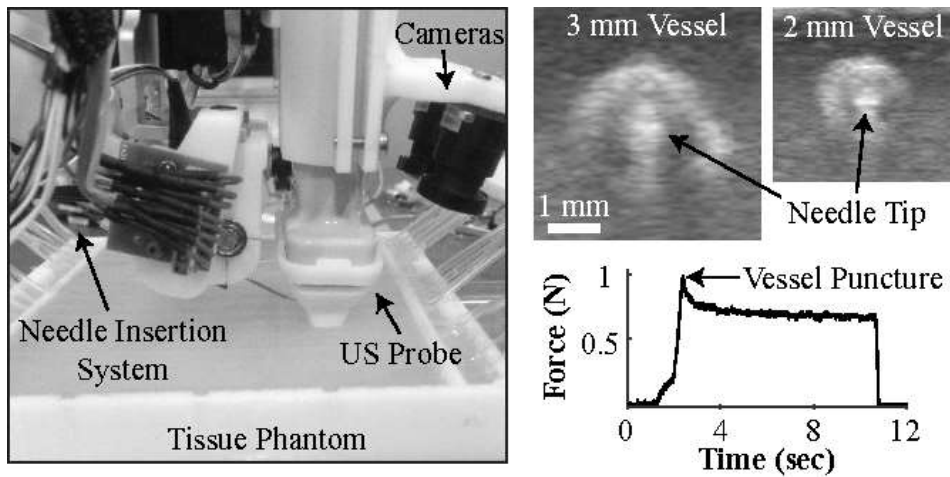


Рис.1.27 Експериментальна установка, що підсвічує маніпулятор голки і фантом тканини [21]

Методи комп'ютерного зору для NIR та US аналізу зображення. Два способи формування зображень об'єднуються для надання інформації про 3D положення для управління голкою. Судини сегментуються шляхом підвищення криволінійних хрестоподібних структур за допомогою процедури фільтрації відповідності другого порядку (рис.1.28).

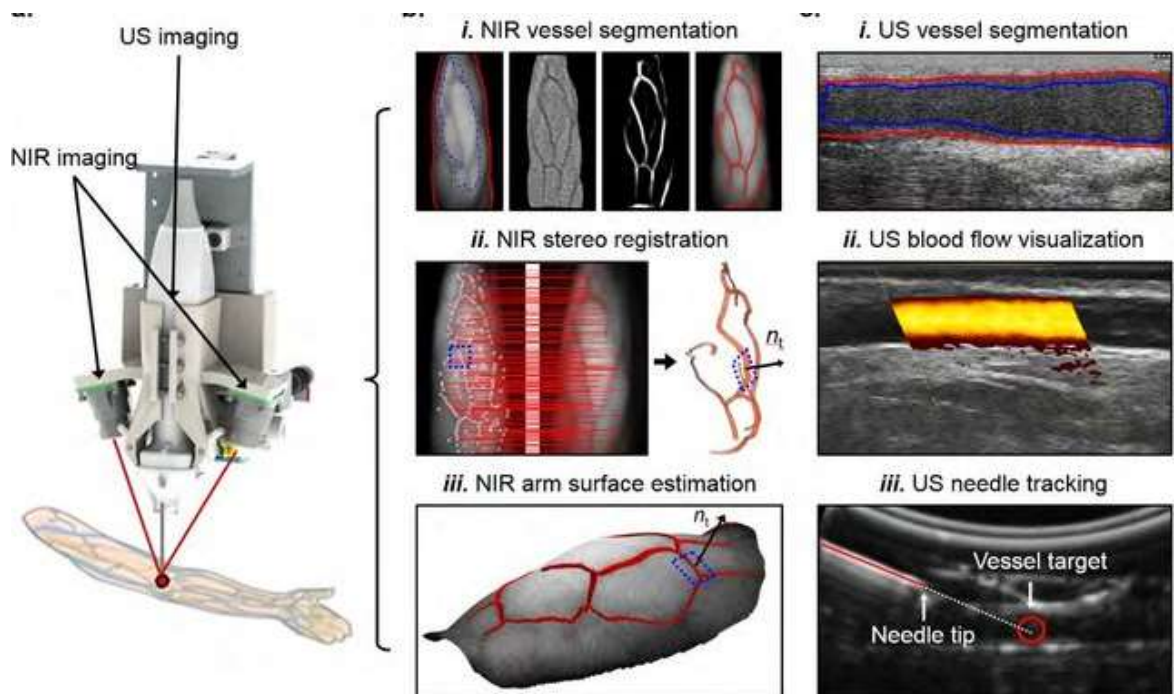


Рис.1.28. Реєстрація положення судин [21]

Реєстрація точок функцій відбувається між лівим і правим стереозображеннями для отримання 3D карти судинної мережі. З 3D-карти обчислюється нормальний вектор та тангентальна площина (синій квадрат)

про мішень судини. Поток крові можуть бути підтверджені за допомогою доплерівського зображення. Голка відстежується під час канюлі, використовуючи детектор лінії і фільтр оцінки ймовірного стану.

1.7. Розробка структурно - функціональної схеми автоматизованої системи для забору крові

В дипломному проекті було розроблено структурно-функціональну схему роботи автоматизованої системи забору капілярної крові, що представлена у Додатку А ДП ПБ-351.1702.002 Сх та на рис.1.29

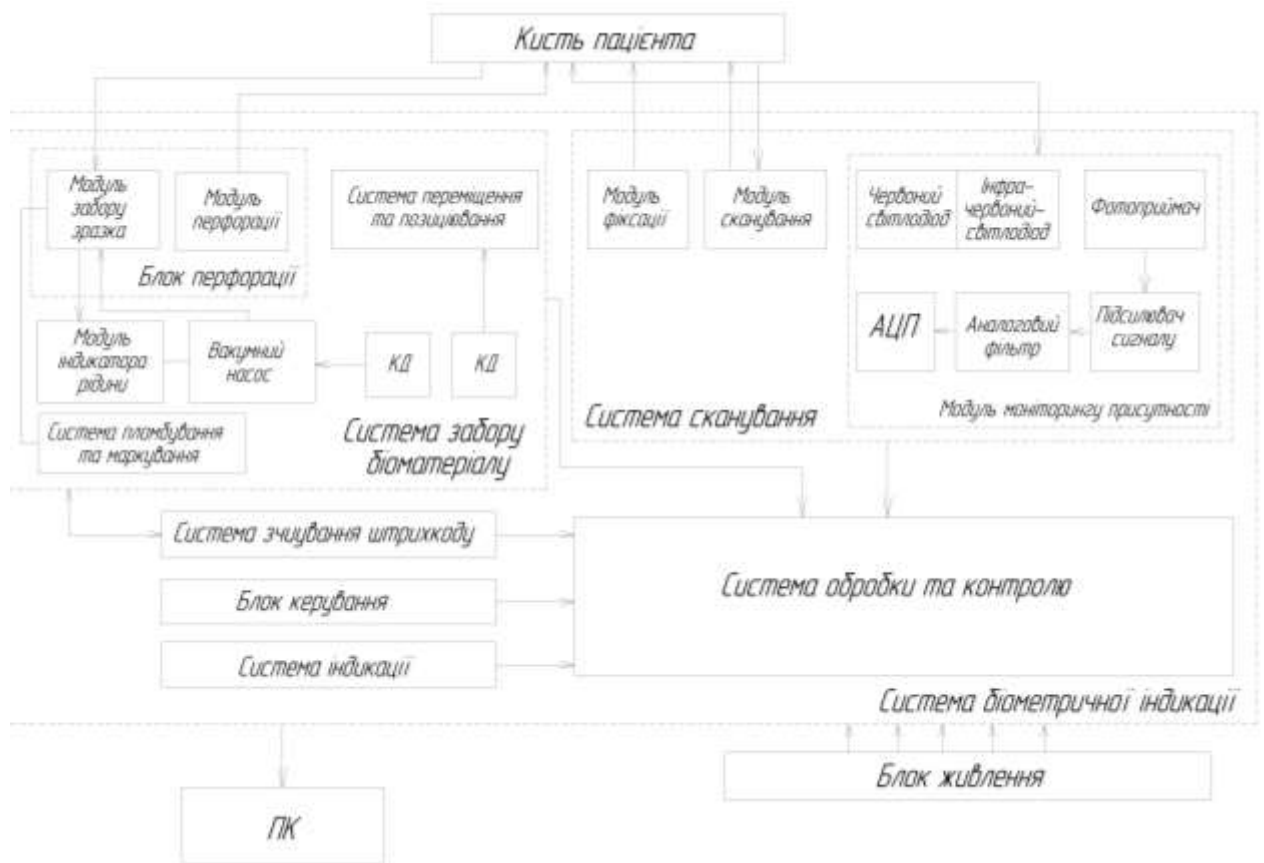


Рис.1.29 Структурно-функціональна схема системи автоматизованого забору крові

Запропонована схема складається з основних систем: сканування, блоку живлення, забору біоматеріалу, обробки та контролю і працює наступним чином.

Пацієнт розміщує кисть руки у модуль фіксації, де система сканування та модуль моніторингу присутності встановлює дійсність знаходження руки

у модулі. Далі необхідно ввести всі параметри пацієнта (стать, вік, діагноз і тд), які створюють бібліотеку для початку роботи. Модуль моніторингу присутності, що спроектований для можливості проведення вимірювання пульсової хвилі за принципом трансмісійної пульсоксиметрії та реалізований наступним чином: два світлодіоди (червоний та інфра-червоний) з частотою випромінюють сигнал, що потрапляє на біологічний об'єкт та за допомогою приймача оптичного випромінювання (що працює як у видимому, так і в інфра-червоному спектрі випромінювання) фіксуються і потрапляє на блок підсилювача сигналу та аналогового фільтру. Далі сигнал потрапляє в блок АЦП, де перетворюється на цифровий і виводиться на екран надпис, що прилад готовий до проведення маніпуляції.

Наступним блок перфорації за допомогою системи переміщення та позиціонування і крокового двигуна встановлюється у необхідне положення (відповідно до вибору режиму) і здійснюється прокол тканин пальця. Далі вмикається кроковий двигун, що керує вакуумним насосом, який створює зміну тиску в пробірці і капілярна кров заповнює необхідний об'єм. Модуль індикації речовини, що може виконаний на основі оптичного, ультразвукового або доплерівського методу, подає сигнал, який вимикає роботу насосу. Після чого система зчитування сканує штрих-код з пробірки та заносить його до бази протоколу маніпуляції в бібліотеку пацієнта. Всі результати виводять на комп'ютер.

1.8. Вибір елементної бази для реалізації системи

В даному дипломному проекті було розроблено систему біометричної ідентифікації присутності пацієнта та використані наступні схемо-технічні компоненти: модуль біометричного сканеру відбитків пальця, модуль для реєстрації пульсової хвилі (серцевих скорочень та оксигінації), Модуль для сканування та зчитування штрих-коду, модуль для акустичної ідентифікації об'єму рідини в пробірці та рідкокристалічний дисплей, для керування процесом автоматизованого забору крові.

Сканування відбитків пальців за допомогою датчику GT511C1R, що показаний на рис.1.30, що виконує всі складні речі, такі як читання і ідентифікація відбитків пальців за допомогою оптичного датчика і 32-розрядного процесора та має функцію зберігання зображень відбитків пальців і здатний розпізнавати відбитки пальців на 360°.

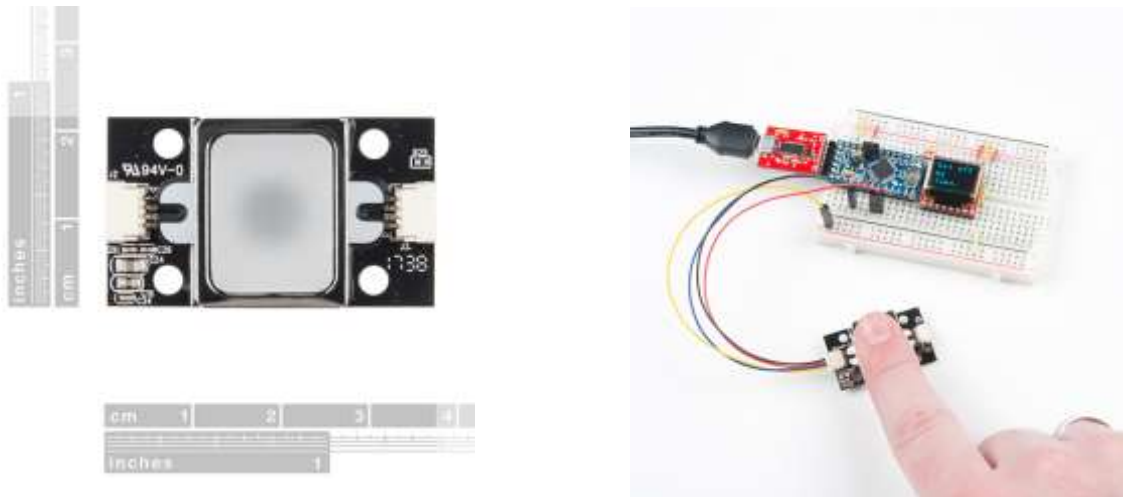


Рис.1.30 Модуль сканування біометричних параметрів [22]

Високоточна і високошвидкісна технологія ідентифікації відбитків пальців складається з ультратонкого оптичного датчику з роздільною здатністю 450 dpi та можливістю розпізнавання на 360°. Добре працює з сухими, вологими або грубими відбитками пальців та має анти-подряпину з поверхню високої твердості.

Модуль виміру частоту серцевих скорочень і SpO2, що дає можливість контролювати пристуність пацієнта показано на рис.1.29. Технічні характеристики модулю приведені в таблиці 1.8

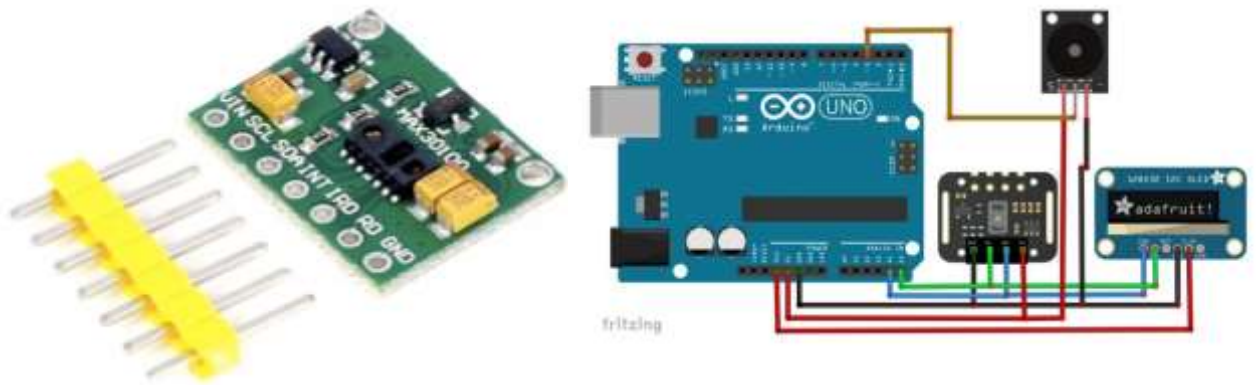


Рис.1.29. MAX30102 модуль загальний вигляд та схема підключення [23]

Таблиця 1.8 Технічні характеристики MAX30102

Характеристики	Параметр
Оптичний датчик	IR і червоний світлодіод в поєднанні з фотодетектором
Джерело даних	Пульсація крові
Підключення	I2C Interface plus int pin
Напруга живлення	1.8V і 3.3V

Оптичний датчик, пульсомір, який одержує дані на підставі зміни оптичної проникності шкіри людини одночасно з пульсацією кровотоку. Модуль заснований на інтегральному датчику MAX30100, який являє собою об'єднаний в єдиному корпусі фотодіод і інфрачервоний діод (рис.1.30). MAX30100 працює від 1.8V і 3.3V і майже не споживає струм в режимі очікування. Датчик так само не чутливий зовнішньої засвітленні, що дозволяє знизити рівень шуму [23].

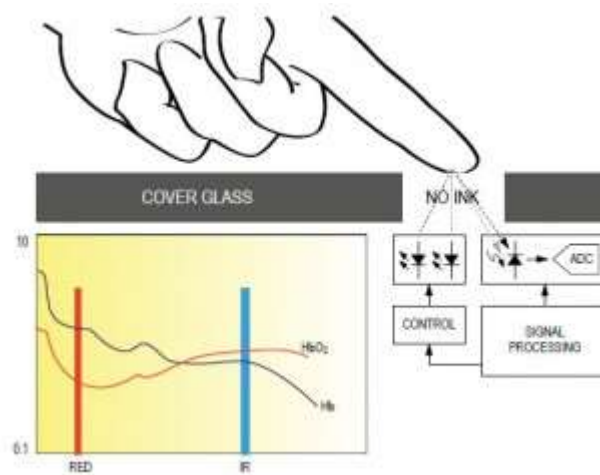


Рис.1. 30 Принцип роботи оптичного модулю пульсометрії [23]

Для вводу та виводу інформацію на різних етапах проведення процедури використовуються 3,2-дюймовий TFT сенсорний екран в комбінації з TFT LCD Arduino Mega Shield, що показано на рис.1.31.

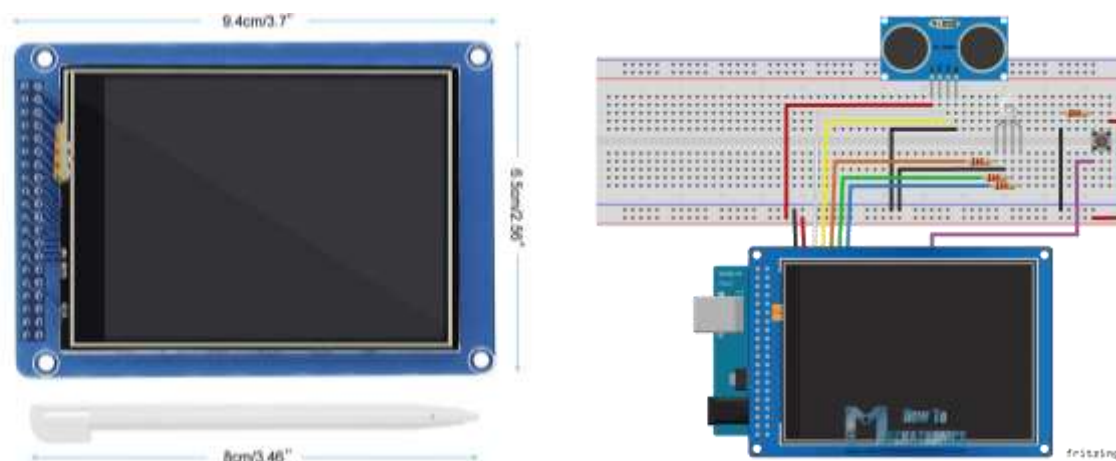


Рис.1.31 Загальний вигляд TFT LCD Mega Shield та варіант підключення акустичного датчику [24]

TFT LCD - модуль з контролером ILI9341 містить контролер сенсорної панелі ADS7843. Напруга живлення становить 3,3 В і потребує додаткове живлення 5В. Підтримка 16-бітного формату RGB565, може підключати будь-яку 16-бітну шину даних.

Для сканування штрих-коду маркування пробірки та занесення їх в бібліотеку дослідження використовуємо модуль 1D CCD сканер штрих-кодів, що зображено на рис.1.32

Компактний (менше розміру скріпки) і легко інтегрується в мобільний дизайн автоматизованої системи для забору крові, пристрій захоплення зображення з декодером на одному борту.

Включає в себе основні технології, які самостійно розроблені і виготовлені з технологією Optical, cmos, Digitizer, декодер, обробка зображень і вбудовані системи. Сканер підтримує всі глобальні стандартні штрих-коди 1D. Якість читання досягає і перевершує глобальні стандарти. Даний модуль сканування може бути інтегрований в різні приладобудівні рішення [24].

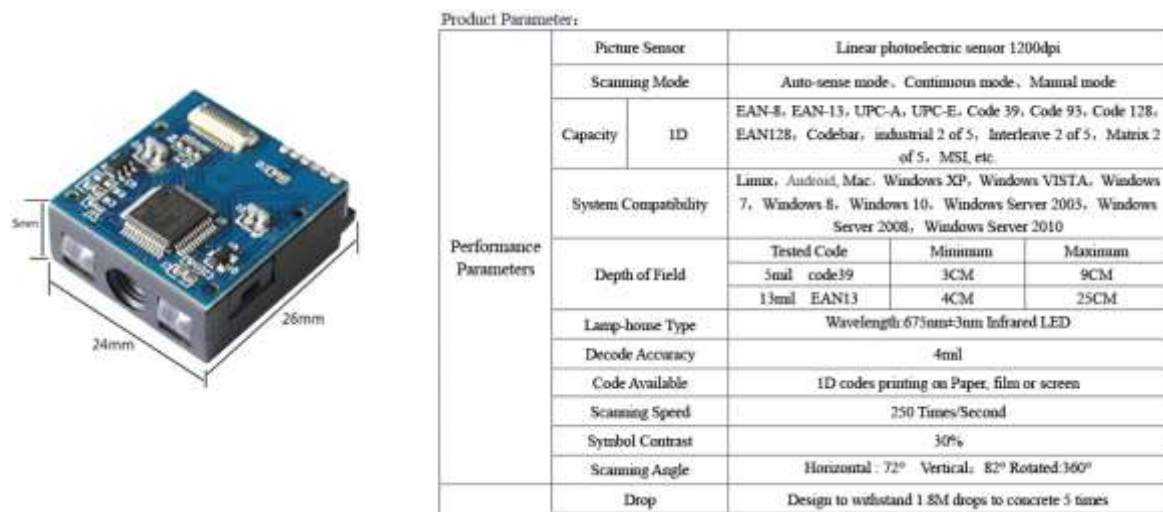


Рис.1.32 Загальний вигляд та технічні характеристики 1D CCD сканер штрих-кодів [25]

Для контролю рівня рідини в пробірці використовується ультразвуковий датчик HC-SR04 модуля рівня рідини, що зображено на рис.1.33.

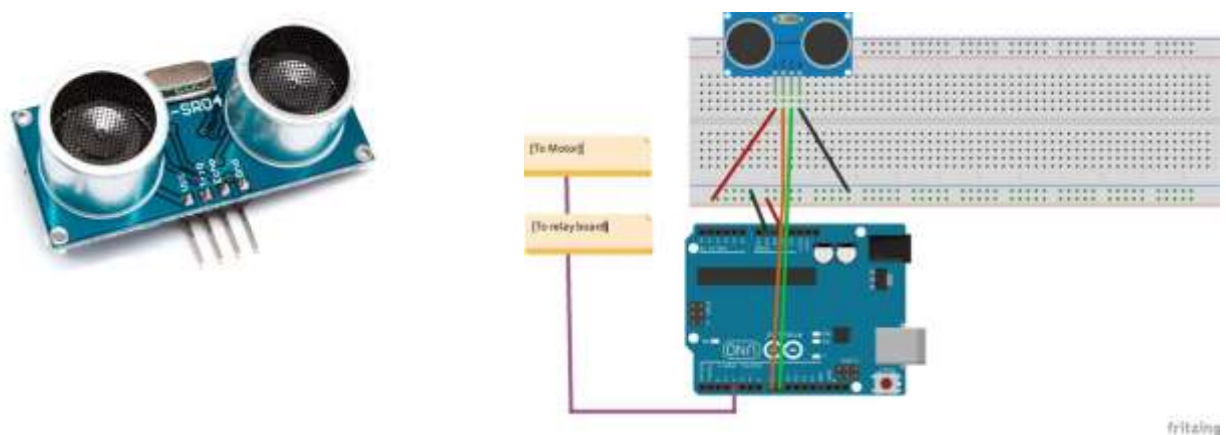


Рис.1.33 Модуль контролю рідини та схема підключення [25]

Спосіб вимірювання за допомогою ультразвукового датчика, це дуже просто, де рівень води вимірюється за допомогою ультразвукового датчика, з його допомогою визначаючи глибину пробірки та встановлюємо максимальний і мінімальний рівень.

1.9. Розробка електрично-принципової схеми модулю присутності пацієнта

Для мікросхеми модулю присутності пацієнта необхідно дві напруги живлення: 1,8В для живлення АЦП і цифрової частини (допустимий діапазон 1,7В - 2,0В) та 3,3В для живлення вбудованих світлодіодів підсвічування (діапазон 3,1В - 5,25В)

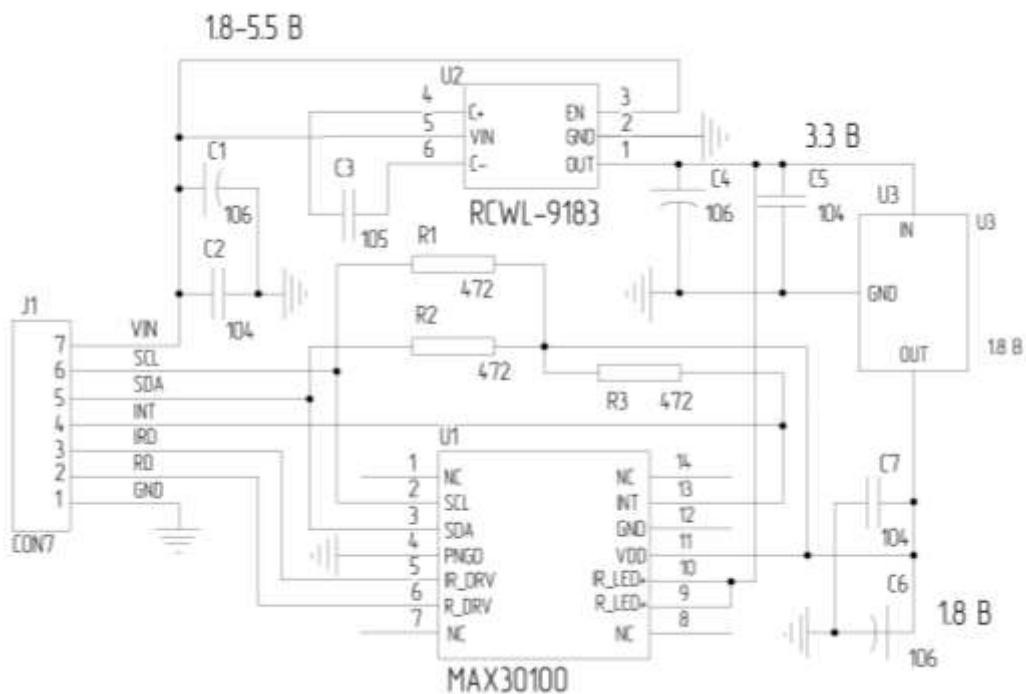


Рис.1. 34 Електрична схема підключення модуля присутності

На схемі модуля, що знаходить у Додатку А ДП ПБ-351.1702.004 Сх та показано на рис.1.34 задіяні два лінійних регулятора напруги з низькими наскрізними втратами (LDO). Перший формують напругу + 3,3В з + 5В (або просто пропускає наскрізь живлення + 3,3В). Другий регулятор підключений до виходу першого і формують напругу + 1,8В.

Даний модуль підключається до платформи програмування мікроконтролерних пристроїв за допомогою інтерфейсу I2C. Значення виводів:

GND:	«земля»
RD:	драйвер червоного світлодіоду
IRD:	драйвер ІЧ світлодіоду
INT:	переривання
SDA:	Лінія даних
SCL:	Лінія такту
UIN:	Напруга живлення

Датчик має особливості:

- Об'єднаний датчик для вимірювання пульсу і вмісту кисню в крові:
інтегровані світло- і фотодіоди, високопродуктивні АЦП; в корпус $5,6 \times 2,8 \times 1,2$ мм вбудована оптична лінза високої якості.
- Надмалий енергоспоживання продовжує термін служби батарей:
програмована частота вибірки і струм світлодіодів для економії енергії;
мінімальне споживання енергії в відключеному стані (0,7 мкА, тип.).
- Розширена функціональність удосконалює процес вимірювань:
високе співвідношення «сигнал/перешкода» спрощує процес вимірювань; інтегрований захист від зовнішнього засвічення; висока частота вибірки; швидке виведення даних.

1.10. Розрахунок шумів фотодіоду

При роботі фотоприймачів (ФП) окрім корисного сигналу у вихідному ланцюгу ФП наявний хаотичний сигнал із випадковою амплітудою і частотою – шум ФП [27]. Оскільки в даній роботі ФД працює в фотогальванічному режимі, для нього будуть характерні такі види шумів: радіаційний (фотонний шум), тепловий шум, дробовий шум, струмовий шум. Початкові дані для проведення розрахунків наведено у табл.1.9. Для проведення розрахунків обираємо в якості джерела випромінювання галогенову лампу КГМ-12-10.

Таблиця 1.9.Параметри фотодіоду BPW 21 та лампи КГМ-12-10

Параметр	Значення	Одиниці вимірювання
Площа фоточутливої зони (A)	7,45	мм ²
Полоса частот (Δf)	1	МГц
Частота джерела випромінювання	100	Гц
Коефіцієнт поглинання фоточутливої зони (ϵ_{Tn})	0,34	A/W
Коефіцієнт теплового випромінювання ($\epsilon_{T\Phi}$)	0,245	A/W
Температура фотодіоду (T_{ne})	2856	К
Температура фону (T_{Φ})	3000	К
Опір бази ФП	1	кОм
Середнє значення струму споживаного ФП (I_0)	10	мкА
Опір навантаження (R_H)	1	кОм

Фотонний шум. Виникає в результаті флуктуації потоку квантів, падаючих на фоточутливу область ФД та внаслідок потоку квантів, що випромінюються самим ФД (тому що, його температура відмінна від абсолютного нуля) .

Дисперсія флуктуацій падаючого потоку випромінювання розраховується за формулою (1.11):

$$\Delta\bar{\Phi}_{\phi}^2 = 8 \cdot \alpha_T \cdot \epsilon_{T\Phi} \cdot k \cdot T_{\phi} \cdot \sigma \cdot A \cdot \Delta f \quad (1.1)$$

де $\alpha_T = \epsilon_{Tn}$ - коефіцієнт поглинання фоточутливої зони; $\epsilon_{T\Phi}$ - коефіцієнт теплового випромінювання; k – стала Больцмана; σ – стала Стефана-Больцмана; T_{Φ} – температура фону; A – площа фоточутливої зони; Δf – полоса частот.

Дисперсія флуктуацій потоку випромінювання самого ФП розраховується за формулою (1.2):

$$\Delta\bar{\Phi}_{n.e.}^2 = 8 \cdot \epsilon_{Tn} \cdot k \cdot T_{ne} \cdot \sigma \cdot A \cdot \Delta f \quad (1.2)$$

Загальна флуктуація, радіаційного шуму визначається за формулою (1.3):

$$\Delta \bar{\Phi}_{n.в.}^2 = \Delta \bar{\Phi}_{\phi.}^2 - \Delta \bar{\Phi}_{n.в.}^2 = 8 \cdot k \cdot T_{nв} \cdot \sigma \cdot A \cdot \Delta f (\varepsilon_{Tn} \cdot T_{\phi} + T_{n.в.}); \quad (1.3)$$

Значення флуктуації потоку випромінювання розраховується як:

$$\Phi_{p.ш.} = \sqrt{\bar{\Phi}_{P.ш.}} = 5,769 \cdot 10^{-9} \text{ нВт} \quad (1.4)$$

Тепловий шум. ТШ є хаотичним тепловим рухом вільних електронів в самому ФП. Дисперсію напруги ТШ в полосі Δf визначають за формулою Найквіста (1.5):

$$V_{n.ш.} = 4 \cdot k \cdot T \cdot R_6 \cdot \Delta f \quad (1.5)$$

де T і R_6 - температура і опір бази ФП

$$V_{n.ш.} = 4 \cdot k \cdot T \cdot R_6 \cdot \Delta f = 4 \cdot 1,38 \cdot 10^{-23} \cdot 1 \cdot 10^6 = 1,57 \cdot 10^{-10} \text{ (В)};$$

Значення напруги ТШ розраховується як:

$$V_{n.ш.} = \sqrt{\bar{V}_{n.ш.}} = 1,256 \cdot 10^{-5} = 12,6 \quad (1.6)$$

Дробовий шум. Дисперсію струму ДШ фотодіоду в полосі Δf визначають за формулою Шоттки (1.7):

$$\bar{I}_{\partial p.ш.}^2 = 2 \cdot e \cdot I_0 \cdot \Delta f \quad (1.7)$$

де e - заряд електрона; I_0 – середнє значення стурму споживаного ФП

$$\bar{I}_{\partial p.ш.}^2 = 2 \cdot 1,6 \cdot 10^{-19} \cdot 10 \cdot 10^{-6}$$

Значення струму ДШ розраховується як:

$$I_{\partial p.ш.} = \sqrt{\bar{I}_{\partial p.ш.}^2} = 1,789 \cdot 10^{-9} = 1,79 \quad (1.8)$$

Окрім того, протікаючи через опір навантаження R_n дробовий струм створює напругу дробового шуму, дисперсія якого визначається за формулою (1.9):

$$\bar{V}_{\partial p.ш.}^2 = 2 \cdot e \cdot I_0 \cdot R_n^2 \cdot \Delta f, \quad (1.9)$$

$$\bar{V}_{\partial p.ш.}^2 = 2 \cdot 1,6 \cdot 10^{-19} \cdot 10 \cdot 10^{-6} \cdot (1 \cdot 10^3)^2 \cdot 1 \cdot 10^6 = 3,2 \cdot 10^{-12} \text{ (В)}$$

Значення напруги ДШ розраховується як:

$$V_{\partial p.ш.} = \sqrt{\bar{V}_{\partial p.ш.}^2} = 1,789 \cdot 10^{-6} = 1,79 \text{ (мкВ)}; \quad (1.10)$$

Струмовий шум. СШ поєднує в собі декілька видів шуму, які окремо розрахувати важко. Він залежить від стану поверхні та технології виготовлення фоточутливого шару, якості контактів і стумів витоку.

Дисперсію напруги струмового шуму на опорі навантаження R_n визначають за формулою (1.21):

$$\overline{V_{ст.ш.}}^2 = 2 \cdot B \cdot R^2 \cdot I_0^2 \cdot \left(\frac{\Delta f}{f_m}\right); \quad (1.11)$$

де B – коефіцієнт, що залежить від типу ФП, R - опір ФП; I_0 – середнє значення струму ФП, f_m - частота модуляції потоку випромінювання.

$$2. \overline{V_{ст.ш.}}^2 = 2 \cdot 10^{-10} \cdot (1 \cdot 10^3)^2 \cdot (10 \cdot 10^{-6})^2 \cdot \left(\frac{1 \cdot 10^6}{100}\right) = 2 \cdot 10^{-12} (\text{В});$$

Значення напруги СШ розраховується як:

$$V_{ст.ш.} = \sqrt{\overline{V_{ст.ш.}}^2} = 1,44 \cdot 10^{-6} = 1,44 (\text{мкВ}); \quad (1.12)$$

Розраховані результати шумів фотодіода наведено у таблиці 1.10.

Таблиця 1.10 Значення шумів фотодіоду

Параметр	Значення	Одиниці вимірювання
Флуктуація фотонного шуму ($\Phi_{р.ш.}$)	5,76	нВТ
Напруга теплового шуму ($V_{т.ш.}$)	12,6	мкВ
Струм дробового шуму ($I_{др.ш.}$)	1,79	нА
Напруга дробового шуму ($V_{др.ш.}$)	1,79	мкВ
Напруга струмового шуму ($V_{ст.ш.}$)	1,44	мкВ

1.11. Розробка загального вигляду автоматизованої системи для забору крові та принципу роботи

В даному дипломному проєкті на основі вибраних елементів, та розробленої структурної схеми було запропоновано загальний вигляд автоматизованої системи для забору крові, що знаходиться в додатку А ДП ПБ-351.1702.005 СК та показано на рис.1.35

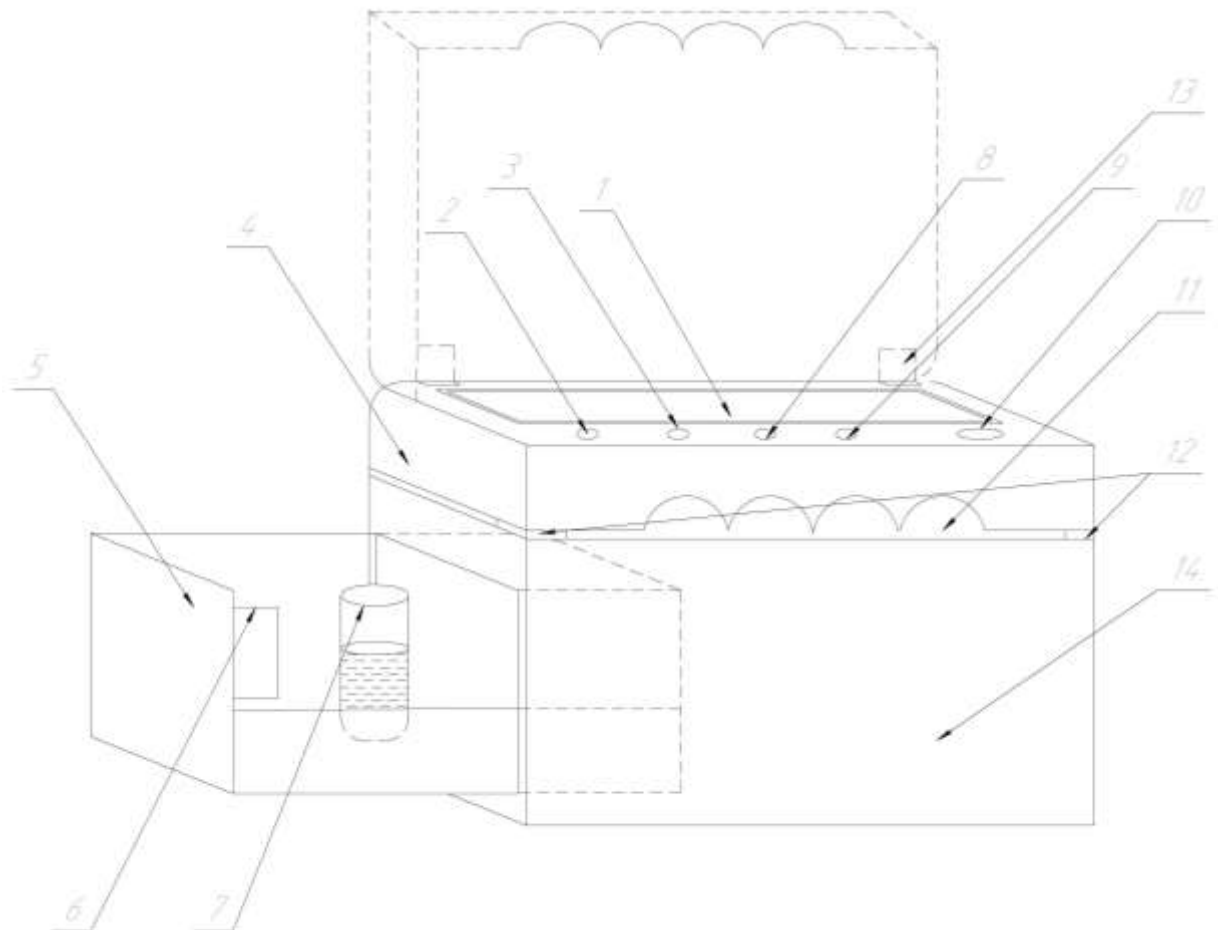


Рис.1.35 Загальний вигляд системи автоматизованої для забору крові:

1 – сенсорний екран, 2 – кнопка; 3 – кнопка; 4 – відкидна кришка з модулем управління; 5 – модуль забору зразка; 6- пробірки з нанесеним штрих-кодом; 8 - кнопка; 9 – кнопка; 10 – кнопка; 11 – місце встановлення руки; 12 – магнітний замок; 13 – кріплення кришки, 14 – нижня частина модулю

Дана система працює наступним чином. Рука пацієнта розміщується на поверхню автоматизованої системи в місце для встановлення руки поз.11 та накривається відкидною кришкою поз.4. Кришка кріпиться за допомогою елементів кріплення поз.13 до основного модулю. Далі при накритті руки кришкою спрацьовують магнітні замки поз.12. Кнопка 10 запускає

автоматизовану систему та переходить до вводу параметрів пацієнта на сенсорному екрані 1. Далі вмикаємо кнопку 9, яка виводить на екран параметри пацієнта та за допомогою модулю присутності і ідентифікації пацієнта система відслідковує частоту серцевих скорочень, якщо даний сигнал відсутній то система перериває процес, та вимикається.

Після того як на екрані з'явилися фізіологічні показники пацієнта за допомогою кнопки 8 запускаємо систему позиціювання системи забору крові. Кнопка 3 відповідає за запуск модулю перфорації та забору крові пробірку 7, де за допомогою акустичної системи індикації 6 визначається рівень наповнення біологічною рідиною. Далі за допомогою модулю для сканування штрих коду система вписує в протокол номер пробірки, та пломбує зразок.

По завершенню на екрані з'являється надпис, що система відібрала необхідний об'єм крові та зупинила роботу.

Після чого кнопкою 2 відкриваємо магнітний замок та можемо прибрати руку.

2. Технологічний розділ

2.1. Аналіз технологічності та розробка складального креслення автоматизованої системи для забору крові

2.1.1. Технологічність виробу

Технологічністю конструкції називається така властивість окремих деталей, складальних одиниць и приладів в цілому, при якій для даних умов, даних програмі випуску та даних технічних вимогах до приладу забезпечується найбільш швидке та економічне освоєння його виробництва, а також найбільш раціональне його виготовлення. Технологічність конструкції приладу та його деталей треба розглядати як функцію програми випуску й серійності та треба розуміти як комплексне рішення задачі, що враховує вимоги технологічних процесів всіх стадій виробництва [28].

Конструкція буде технологічною, якщо вона має найменшу трудомісткість і найбільш короткий виробничий цикл; найбільшу уніфікацію й нормалізацію складальних одиниць і деталей; широку можливість використання найбільш простих і раціональних операцій, а також можливість автоматизації складання при найменшій кількості матеріалів і обладнання. Треба, щоб для складальних одиниць забезпечувалась простота складання всіх деталей і складальних одиниць без пригонки та доробки, без селективної підгонки, що забезпечується економічно придатними допусками в розмірних, кінематичних й електричних ланцюгах; можливість паралельного складання, що скорочує виробничий цикл [28]; можливість найбільшої диференціації складання.

Для всіх виробів при відпрацюванні конструкції приладу на технологічність стоять такі задачі: зниження трудомісткості виготовлення; використання стандартних складових частин; використання уніфікованих складових частин; використання уніфікованих елементів конструкцій деталей; можливість використання типових технологічних процесів [28].

За ГОСТ 14.202-73 вибирають склад показників технологічності конструкцій до конкретного виробу згідно, в нашому випадку автоматизованої системи для забору крові.

2.1.2. Розробка складального креслення автоматизованої системи забору крові

В даному дипломному проекті було розроблено складальне креслення автоматизованої системи для забору капілярної крові, що представлено на рис.2.1. та приведено в додатку А (ДП- ПБз51.1702.006 СК)

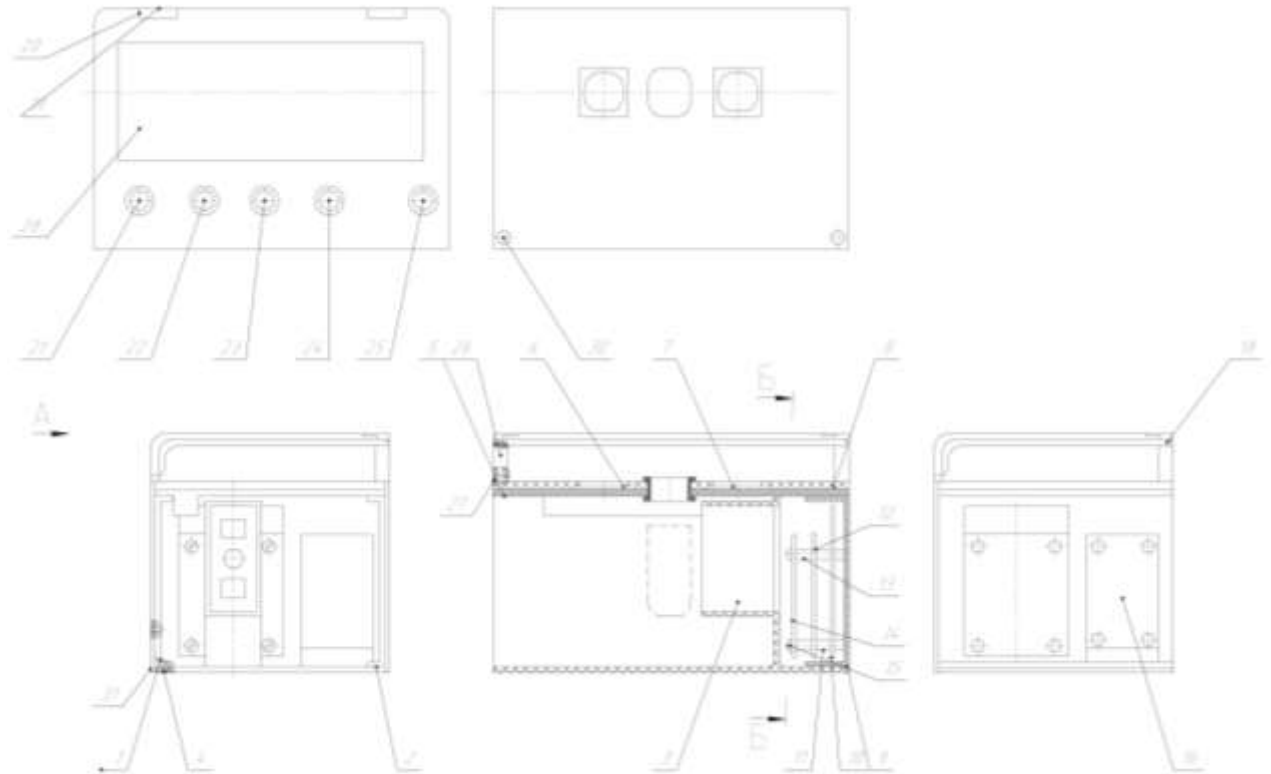


Рис.2.1. Автоматизована система для забору крові: 1 – каркас; 2 – кронштейн; 3 – зчитувач; 4 – гвинт; 5 – плита; 6 – сканер; 7 – модуль присутності; 8 – пластина; 9 – основа; 10 – плата 1; 11 – упор 1; 12 – плата 2; 13 – упор 2; 14 – плата 3; 15 – гвинт; 16 – батарейний відсік; 17 – гвинт; 18 – кришка; 19 – кріплення кришки; 20 – гвинт; 21 – кнопка; 22 – кнопка; 23 – кнопка; 24 – кнопка; 25 – світлодіод; 26 – корпус; 27 – магніт; 28 – дисплей; 29 – прокладка; 30 – магніт; 31 – кришка бокова.

Необхідно забезпечити виготовлення даної системи найбільш простим способом та найбільш дешевим, щоб досягнути високої технологічності. Тобто використання уніфікованих операцій, складових одиниць та деталей.

2.2. Розрахунок технологічності автоматизованої системи для забору крові

2.2.1. Основні критерії технологічності

Технологічність конструкції ділиться на 2 основних критерії: основний і відносний. До основного критерію технологічності відносять витрати по трудомісткості та собівартості виробу у порівнянні з виробом, що випускався раніше [28].

Трудомісткість :

$$K_{TP} = \frac{T_{TP.B.}}{T_{TP.B.B.}} < 1, \quad (2.1)$$

де $T_{TP.B.B.}$ - трудомісткість базового виробу, яка вибирається з групи однотипних виробів, що випускались раніше та мають найбільший показник в кон'юнктурності; $T_{TP.B.}$ - трудомісткість впроваджуваного у виробництво виробу, дорівнює всьому циклу виготовлення;

Собівартість:

$$K_C = \frac{C_{B.}}{C_{B.B.}} < 1, \quad (2.2)$$

де $C_{B.}$ - собівартість виробу;

$C_{B.B.}$ - собівартість базового виробу.

Основні показники розраховуються на виробництві приладів, де чітко прописані показники кожного робочого місця, тому в дипломному проекті розраховувати ми їх не будемо.

2.2.2 Відносні показники технологічності автоматизованої системи для забору крові

Технологічну і конструктивну складність виробу характеризують відносні показники технологічності.

В таблицях 2.1-2.3 представлені відносні технологічні показники

Таблиця. 2.1 Перелік вузлів автоматизованої системи забору крові

№	Вузол	Кількість	Уніфікація
1	Основа СК	1	не уніфікований
2	Плита СК	1	не уніфікований
3	Основа 2 СК	1	не уніфікований
4	Кришка СК	1	не уніфікований
5	Магнітний ключ	1	не уніфікований
6	Зчитувач	1	не уніфікований
7	Сканер	1	уніфікований
8	Модуль присутності	1	уніфікований
9	Магніт	2	уніфікований
10	Плата 3	1	уніфікований
11	Плата 2	1	уніфікований
12	Плата 1	1	уніфікований
13	Батарейний відсік	1	уніфікований
14	Кріплення кришки	1	уніфікований
15	Світлодіод	1	уніфікований
16	Кнопка	1	уніфікований
17	Кнопка	1	уніфікований
18	Кнопка	1	уніфікований
19	Кнопка	1	уніфікований
20	Дисплей	1	уніфікований

Таблиця. 2.2 Перелік операцій складання автоматизованої системи забору крові

№	Операція	Уніфікація
1	Встановлення	не уніфікована
2	Контроль	Не уніфікована
3	Випробування	уніфікована
4	Маркування	уніфікована
5	Згвинчування	уніфікована
6	Паяння	уніфікована
7	Клеєння	уніфікована

Таблиця. 2.3 Перелік деталей автоматизованої системи забору крові

№	Деталь	Кількість	Уніфікація
1	Гвинт	8	уніфікована
2	Гвинт	4	уніфікована
3	Гвинт	4	уніфікована
4	Каркас	1	Не уніфікована
5	Кронштейн	1	не уніфікована
6	Кришка бокова	1	не уніфікована
7	Плита	1	Не уніфікована

8	Прокладка	1	не уніфікована
9	Пластина	1	Не уніфікована
10	Основа	1	не уніфікована
11	Упор 1	1	уніфікована
12	Упор 2	1	уніфікована
13	Гвинт	4	уніфікована
14	Гвинт	4	уніфікована
15	Гвинт	4	уніфікована
16	Гвинт	4	уніфікована
17	Кришка	1	не уніфікована
18	Корпус	1	не уніфікована
19	Магніт	2	уніфікована

2.2.3. Розрахунок відносних показників технологічності

В проекті розраховано відносні показники технологічності, що описують конструктивну та технологічну складність виробу.

1) показник конструкторської складності [26]:

$$K_{cl} = \frac{N_{\Sigma}}{n_{\Sigma}} = \frac{21}{46} = 0,4565 \approx 0,46 \quad (2.3)$$

N_{Σ} – число всіх складальних одиниць на схемі структурного складу;

n_{Σ} – число всіх деталей в приладі, з урахуванням їх кількості.

Якщо: $K_{cl} < 0,1$ – погана технологічність;

$K_{cl} = 0,1 - 0,2$ – задовільна технологічність;

$K_{cl} > 0,2$ – добра технологічність.

Оскільки, $K_{cl} = 0,46$ – технологічність вважається доброю.

2) показник уніфікації виробу [26]:

$$K_{yn} = \frac{N_{yn} + n_{yn}}{N_{\Sigma} + n_{\Sigma}} = \frac{15 + 37}{21 + 46} = 0.776 \approx 0,78 \quad (2.4)$$

N_{yn} – число уніфікованих складальних одиниць на схемі структурного складу;

n_{yn} – число всіх уніфікованих деталей в приладі;

N_{Σ} – число всіх складальних одиниць на схемі структурного складу;

n_{Σ} – число всіх деталей в приладі.

Якщо: $K_{yn} < 0,25$ – погана технологічність;

$K_{yn} = 0,25 - 0,5$ – задовільна технологічність;

$K_{yn} > 0,5$ – добра технологічність.

Оскільки, $K_{yn} = 0,78$ – технологічність вважається доброю.

3) критерій уніфікації вузлів [26]:

$$K_{yn.N} = \frac{N_{yn.6}}{N_{\Sigma}} = \frac{15}{21} = 0.71 \quad (2.5)$$

N_y – число всіх уніфікованих складальних одиниць схеми структурного складу;

N_{Σ} – число всіх складальних одиниць на схемі структурного складу;

Якщо: $K_{yn.N} < 0,2$ – погана технологічність;

$K_{yn.N} = 0,2 - 0,5$ – задовільна технологічність;

$K_{yn.N} > 0,5$ – добра технологічність.

Оскільки, $K_{yn.N} = 0,71$ вважається доброю технологічність.

4) критерій уніфікації деталей [26]:

$$K_{yn.n} = \frac{n_{yn}}{n_{\Sigma}} = \frac{37}{46} = 0,8 \quad (2.6)$$

n_{yn} – число всіх уніфікованих деталей в приладі;

n_{Σ} – число всіх деталей в приладі.

Якщо: $K_{yn.n} < 0,3$ – погана технологічність;

$K_{yn.n} = 0,3 - 0,6$ – задовільна технологічність;

$K_{yn.n} > 0,6$ – добра технологічність.

Оскільки, $K_{yn.n} = 0,8$ – добра технологічність.

5) критерій уніфікації технологічних складальних процесів [26]:

$$K_{yn.m.n} = \frac{Q_{yn.op.}}{Q_{\Sigma op}} = \frac{5}{7} = 0.71 \quad (2.7)$$

$Q_{yn.op.}$ - число всіх уніфікованих операцій;

$Q_{\Sigma op.}$ - число всіх операцій.

Якщо: $K_{ун.т.п} < 0,5$ – погана технологічність;

$K_{ун.т.п} = 0,5 - 0,75$ – задовільна технологічність;

$K_{ун.т.п} > 0,75$ – добра технологічність.

$K_{ун.т.п} = 0,67$ - задовільна технологічність.

Сумарний показник технологічності буде менше одиниці і складатись зі суми всіх вище знайдених коефіцієнтів.

$K_v = (0,46 + 0,78 + 0,71 + 0,8 + 0,71) / 5 = 0,7$ (технологічність вважається доброю).

Із приведених вище розрахунків та K_v ми можемо зробити висновок, що технологічність виробу задовільна, але з використанням закупних складальних одиниць можемо змінити її в кращу сторону [28].

2.3. Розрахунок точності складальних робіт

Основні критерії показників точності виробів регламентує ГОСТ 16320-80, згідно з яким під точністю розуміють ступінь відповідності параметрів реально виготовленого виробу всім вимогам креслення і технічних умов. Ця відповідність визначається за розмірами або геометричними характеристиками виробу і за його фізико-хімічними параметрами. Розмірним ланцюгом називають сукупність розташованих по замкненому контуру у визначеній послідовності розмірів, які координують взаємне розташування поверхонь або осей однієї або декількох деталей або складальних одиниць [28].

Розрізняють неометричну і параметричну точність складальних робіт.

Геометрична точність відповідає правильності посадці всіх вузлів і деталей, параметрична забезпечує працездатність системи на рівні інтеграції вхідних і вихідних параметрів.

Параметрична точність у медичному приладобудуванні відіграє важливу роль, так як параметри впливу на роботу системи повинні забезпечувати усім чинним вимогам. Тобто будь-який модуль, вузо, система чи деталь повинні витримувати потрібного значення їх фізичного параметру в чітких границях при складанні приладу.

В даному дипломному рпроекті розраховано фізичний параметр електроємності конденсаторів, які встановлені в модулі присутності пацієнта.

Багатошаровий плоский конденсатор побудований так, що пластини (4 пари) залиті в полістирол має ємність (пФ), яка відповідає:

$$C = \frac{0,88 \cdot \varepsilon \cdot S(n-1)}{d} \quad (2.8)$$

де ε - діелектрична проникність, в нашому випадку полістиролу, S – робоча площа пластини; n – кількість використовуваних пластин; d - товщина діелектрика.

Для забезпечення роботи модуля присутності пацієнта необхідні параметри: діелектрична проникність 2,5 з похибкою не більше 0.2, площа пластини 2 см² з похибкою 0,2см², 4 пари пластин, товщина діелектрика 1 мм з похибкою не більше 0,01мм.

Номінальне значення ємності тоді буде становити:

$$C = \frac{0,88 \cdot 2,5 \cdot 2(4 \cdot 2 - 1)}{1} = 30,8 \text{ пФ}$$

Тоді похибка $Q_c = 0.2 / 2.5 + 0.2 / 2 + 0.1 / 1 = 0.28$

Для збільшення точності складальних робіт модуля присутності необхідно забезпечити більшу точність для робочої площі та товщини діалектика.

2.4. Розробка схеми ступеню складання

В даному дипломному проєкті спроектована структурна схема автоматизованої системи для забору крові. Схема ступенів складання виробу (рис.2.4.), представлена в Додатку А та на кресленні ДП ПБ-351.1702.008СХ,

де кількість складальних одиниць в даній системі дає можливість скорочення трудомісткості і тривалості складання за рахунок автоматизованого механічного процесу.

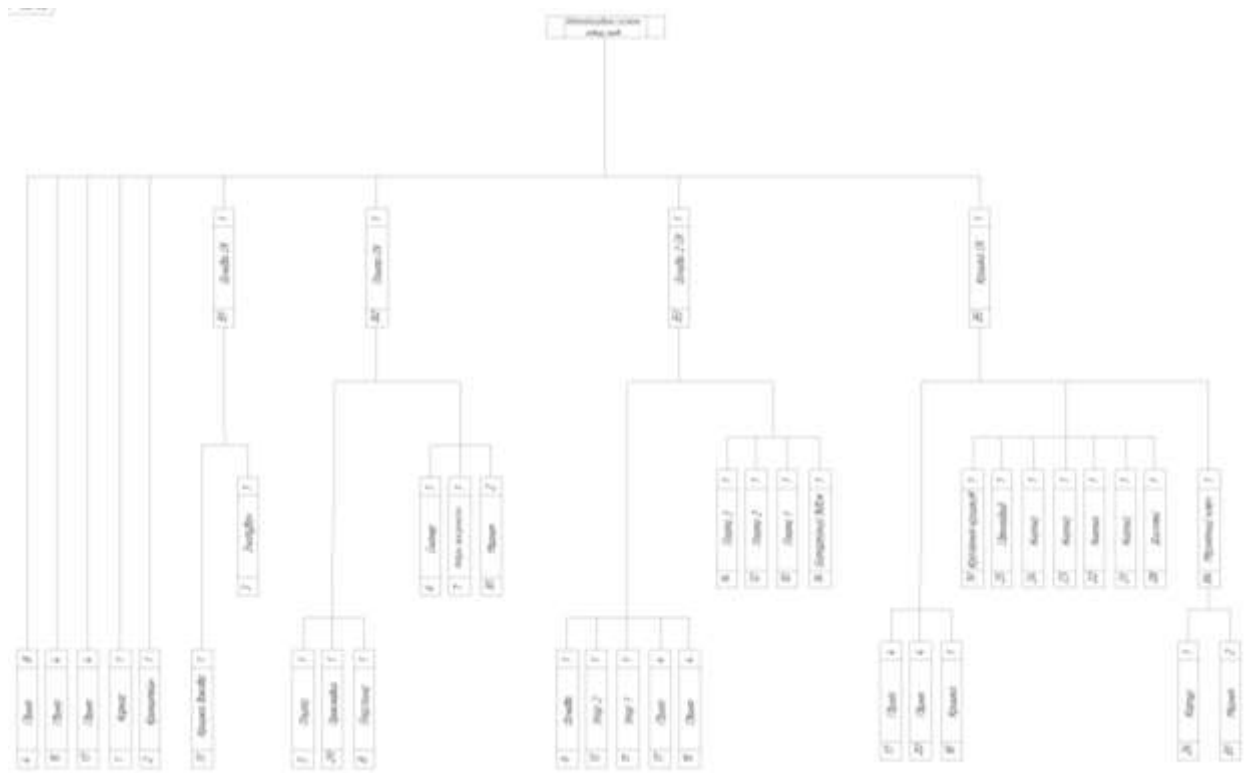


Рис.2.4 Структурна схема складання автоматизованої системи для забору крові

Дана схема складається з складальних одиниць: Основа Ск поз.В1, Плита СК поз.В2, Основа 2 Ск поз.В3, Кришка СК поз.В5, Зчитувач поз.3, Сканер поз.6, Модуль присутності поз.7, Магніт поз.30, Плата 3 поз.14, Плата 2 поз. 2, Плата 1 поз.1, Батарейний відсік поз. 16, Кріплення кришки поз. 19, Світлодіод поз.25, Кнопка поз.23, Кнопка поз.22, Кнопка поз.21, Дисплей поз.28, Магнітний ключ поз. В4.

Окремими деталями йдуть: Гвинт поз.4, Гвинт поз.15, Гвинт поз.17, Каркас поз.1, Кронштейн поз.2, Кришка бокова поз.31, Плита поз.5, Прокладка поз.29, Пластина поз.8, Основа поз.9, Упор поз.13, Упор поз.11, Гвинт поз.17, Гвинт поз.15, Кришка поз.18, Корпус поз.26, Магніт поз.27

Після такого аналізу системи проводимо розробку послідовності складання, послідовності і змісту кожної операції для оформлюється технологічна документація.

2.5. Технологічна схема складання автоматизованої системи

Технологічна схема складання, представлена в Додатку А ДП-ПБ-351.1702.008 СХ (рис.2.5), дає уявлення про потрібну послідовність складання системи та способи з'єднання елементів.

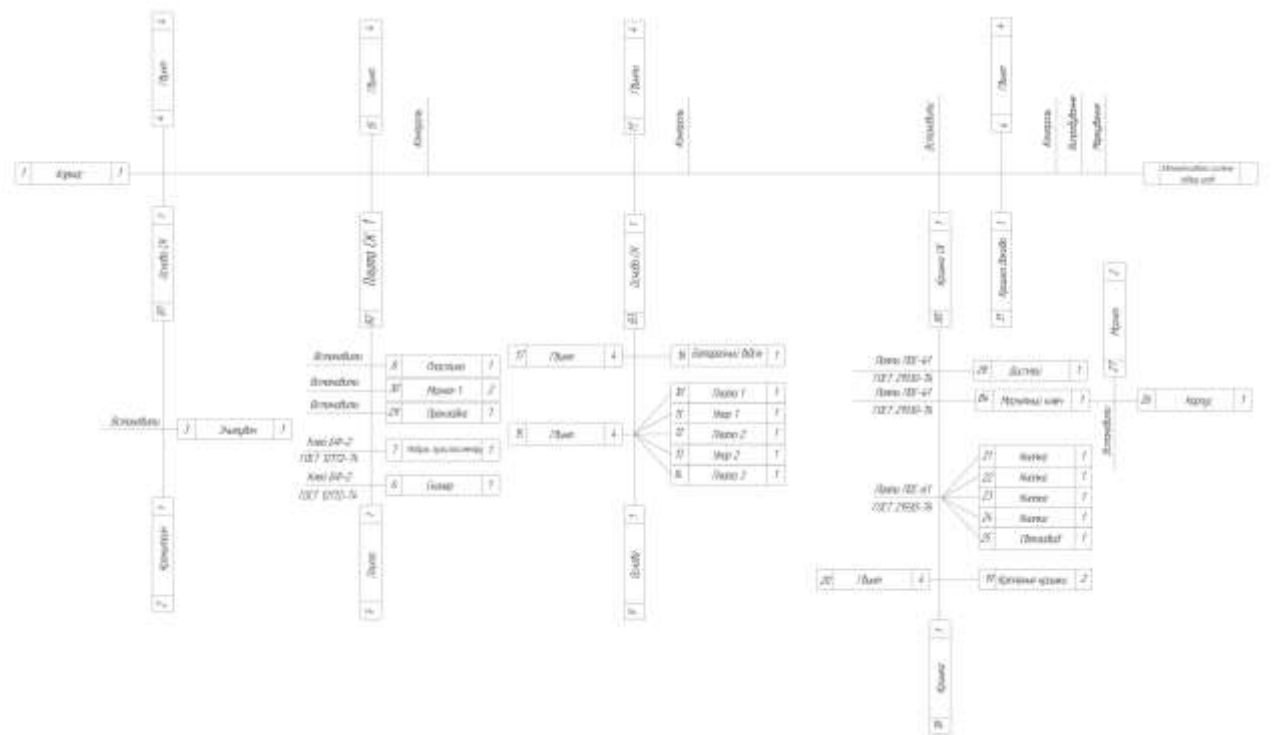


Рис.2.5 Технологічна схема складу автоматизованої системи для забору крові

Схема містить окремі ланки вузлових складань і загального складання приладу. Кожна ланка починається з базової деталі, на яку виконують складання інших деталей, отримуючи базовий вузол. На базову складальну одиницю далі виконують збирання всіх інших вузлів, котрі також збираються з своїх базових деталей. Складальний процес базового вузла, та операції складання інших вузлів на базовий зображується на схемі зліва направо. А складальний процес всіх інших вузлів, що встановлюються на базовий, зображують перпендикулярно до головної лінії складання знизу ввєрх. Якщо

до таких вузлів входять ще складальні одиниці нижчих порядків - їх додатково обертають за годинниковою стрілкою, а отже їх лінія складання є перпендикулярною до попередньої складальної одиниці [28].

Кожний вузол з'єднаних елементів, що сходяться на вітці, є складальною операцією технологічного процесу або її окремим переходом. Сюди ж вводиться позначення методу з'єднання елементів (пресувати, клеїти, вальцювати, паяти тощо.), який застосовується на даній операції, або методу додаткових робіт (контроль, регулювати, притерти, змастити тощо.), якщо таке є. Якщо потрібно перевірити якість виконання складальної операції, висувається додаткова вимога – контролювати. Можливе виділення на схемі окремо випробувальних робіт на кінцевій стадії [28].

За базову деталь беремо Каркас поз.1 куди за допомогою 4 шт гвинтів поз.4 кріпимо Основу СК поз.В1. Основа СК поз.В1 складається з базової деталі Кронштейн поз.2 на яку встановлено зчитувач поз.3.

Далі 4 шт. гвинтами поз.15 кріпимо Пливу СК поз.В2, що складається з базової деталі плата поз.5 проклеєно Сканер поз.6 та модуль присутності поз.7. потім встановлюємо Прокладку поз.29, Магніт поз.30 та пластину поз.8. Проводимо контроль зібраного вузла.

Наступним переходом є кріплення 4 шт. гвинтами поз.17 Основи СК поз.В3, яка містить базову деталь поз. Основа поз.9 на яку за допомогою гвинтів поз.15 закріплюється Плата 3 поз.14, Упор 2 поз.13, Плата 2 поз.12, Упор поз.11, Плата 1 поз. 10. Далі за допомогою 4 шт гвинтів поз.17 закріплюємо батарейний відсік. На виході отримуємо вузол Основа СК поз.В3. Проводимо контроль зібраного вузла.

Далі встановлюємо Кришку СК поз.В5, яка зібрана на базовій деталі поз.18, на яку гвинтами поз.20 фіксується Кріплення кришки поз.19. Далі припаюються Світлодіод поз.25, Кнопка поз.24, Кнопка поз.23, Кнопка поз.22, Кнопка поз.21 та 4 шт гвинтами поз.17 Дисплей поз.28. за допомогою паяння встановлюємо вузол Магнітний ключ поз.В4, що зібраний на базовій деталі Корпус поз.26 на який встановлено магніт поз.27.

Кришку поз.31 за допомогою 4 шт гвинтів фіксуємо збоку приладу.

Завершуємо складання автоматизованої системи забору крові операцією контроль, випробування та маркування.

В дипломному проекті розроблено маршрутні карти технологічного процесу складання та приведені в додатку Б.

2.6. Повірка модуля присутності пацієнта

Пристрій для перевірки пульсових оксиметрів (модуль присутності пацієнта), що показано на рис.2.6 містить датчик, що функціонально імітує палець, який вставляється в приймальний пристрій пульсового оксиметру.

Датчик включає світлодіод, встановлені в двох каналах фотодіоди, підсилювачі фотострумів, модулятори електричних сигналів, суматор і мікроконтролер. З боку встановлений світлорозсіювальний елемент, оптично пов'язаний з встановленими на входах каналів світлофільтрами, один з яких пропускає тільки червону компоненту в діапазоні випромінювання модуля присутності, а інший - тільки інфрачервону [29].

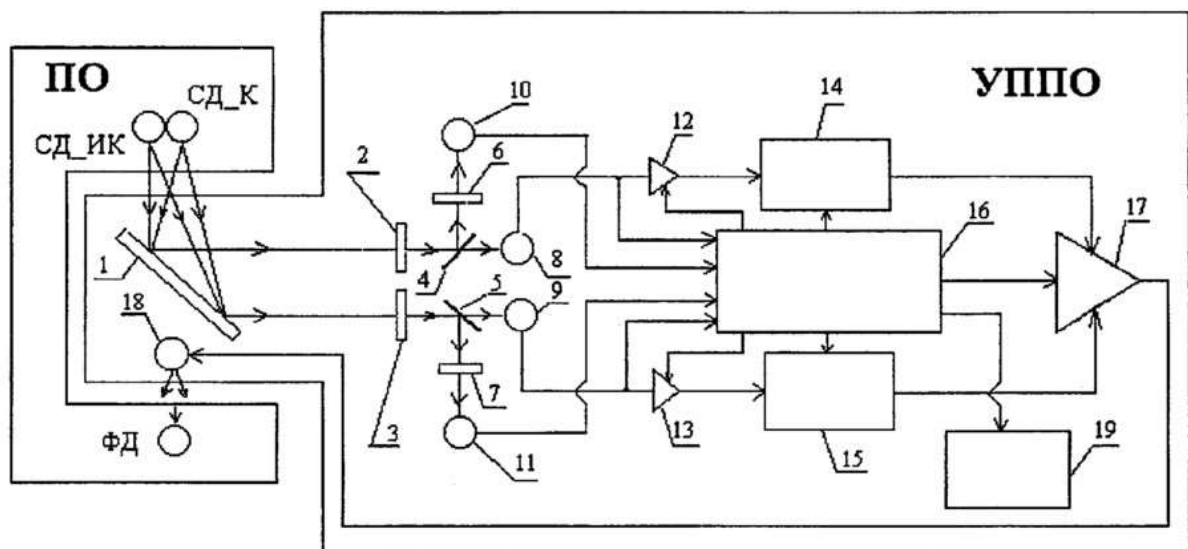


Рис.2.6. Пристрій перевірки модуля присутності [29]: 1 - світлорозсіювальний елемент; 2 - смуговий світлофільтр; 3 - ІЧ смуговий світлофільтр; 4, 5 – світлоподільні пластини; 6, 7 – світлофільтри; 8-11 світлодіоди; 12,13 – підсилювачі; 14, 15 – модулятори; 16 – мікроконтролер, 17 – суматор; 18 – світлодіод 18; 19 – дисплей.

У кожному з каналів встановлені світлодіодна пластини, розгалужується потоки випромінювання на фотодіод з підсилювачем і через додатковий світлофільтр на додатковий фотодіод з підсилювачем. Фотодіод пов'язаний з мікро контролером і через підсилювач - з керованим мікро контролером модулятором. Додатковий фотодіод також пов'язаний з мікро контролером. Мікроконтролер і модулятори з'єднані з суматором. На виході суматора встановлений світлодіод, випромінювання якого направлено на фотодіод пульсового оксиметру і спектр випромінювання якого знаходиться в області чутливості фотодіода пульсового оксиметру [29].

На рис.2.7. показано портативний пристрій для контролю модуля присутності пацієнта, пульсоксиметричних пристроїв, таких як пульсоксиметр, пульсоксиметричеський канал монітора пацієнта, а також дефібрилятор з пульсоксиметричеським каналом [30].



Рис.2.7. Пристрій контролю модуля присутності [30]

Пристрій дозволяє провести контроль вимірювання за 15 секунд по заданих параметрах: насичення SpO_2 , частота серцевих скорочень, перфузія, коефіцієнт пропускання, артефакти і 8 різних загальних R-кривих виробників.

Висновки

Даний дипломний проект на тему автоматизована система для забору крові складається з конструкторського та технологічного розділу. Було розглянуто основні засади автоматизованого забору крові, її параметри та функції, описані біохімічні показники крові та встановлено основні помилки, що виникають при заборі крові. Розглянуто основні засади біометричної ідентифікації та розроблено їх класифікацію методів. Описано методу сканування біометричних відбитків пальців та проведено огляд та аналіз існуючих інженерних рішень та аналогів існуючих модулів. Запропоновано розробку структурно-функціональної схеми роботи системи, вибрана елементна база для реалізації та розроблено загальний вигляд системи. Проведено розрахунки електрично- принципової схеми присутності пацієнта.

В технологічному розділі розроблено складальне креслення автоматизованої системи для забору крові, проведено всі необхідні розрахунки на технологічність та розрахунки параметричної точності збору системи. Також було розроблено структурну схему складу, технологічну схему складу та маршрутні карти. Приведено метод перевірки модуля присутності за допомогою системи імітації пальця.

Список використаних джерел

1. Кольман Я. Наглядная биохимия. Издание 4-е/ Кольман Я., Рем К.-Г. Кольман Я., Рем К.-Г. –Москва: Бином. Лаборатория знаний -469с.
2. Фоминых, В. Л. Органическая химия и основы биохимии. Практикум: учебное пособие для вузов/В. Л. Фоминых, Е. В. Тарасенко, О. Н. Денисова. — Москва: Издательство Юрайт, 2018. — 145с.
3. Анализ эритроцитов поможет выявить многие болезни. – Режим доступа - <http://www.likar.info/metodyi-diagnosticski/news-73295-analiz-eritrotsitov-pomozhet-vyyavit-mnogie-bolezni>
4. Кров. Кровоносні судини людини. Медицина. Режим доступу: <http://www.grandars.ru/college/medicina/krovenosnye-sosudy.html>
5. Долгов О.М. Вивчаємо анатомію людини. Вчення про судини – ангіологія. – Навч. посібник. – Вінниця, ВДПУ, 2016. – 48 с.: 37 іл.
6. Фекета В.О. Підручник "Фізіологія людини для медиків". Режим доступу: https://www.researchgate.net/publication/319108733_Fiziologia_krovi/stats
7. Подготовка пациента, правила взятия, хранения и транспортировки биоматериала для лабораторных исследований: Метод. реком. для студентов мед. учебных заведений, лечащих врачей, сотрудников процедурных кабинетов и клинко-диагностических лабораторий. Общие правила./сост.: А.Г. Кочетов, О.В. Лянг., П.П.Огурцов – М.: РУДН, 2012. – 41 с.
8. Пашкина И.А. Преаналитический этап лабораторных исследований: желаемое и действительное – Режим доступу: http://minzdrav.midural.ru/uploads/2016/olgaKRU/4_Преаналитика-централизация_12.16_Пашнина_И.А.pdf
9. Романов В. Технології аутентифікації особи за біометричними характеристиками // В.Романов, І.Гапелюк, О.Гапелюк // Інформаційні технології в біології. Світогляд. – №9. –2010. – С.54. – 61.

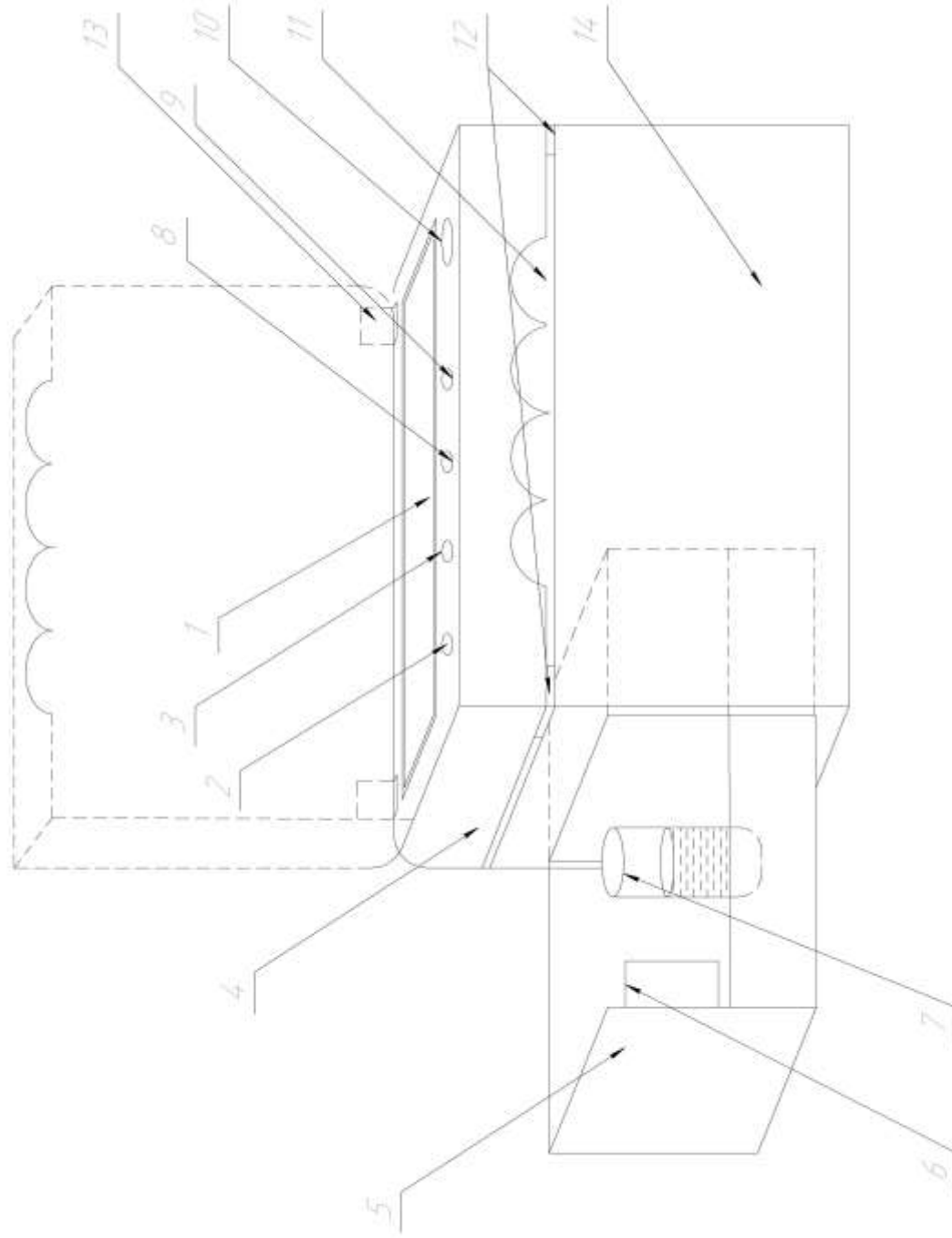
10. http://www.isa.ru/proceedings/images/documents/2016-66-3/t-16-3_11-20.pdf
11. Как работают сканеры отпечатков пальцев – режим доступа: <http://china-review.com.ua/6339-vse-chto-nuzhno-znat-o-skanerah-otpechatkov-palcev.html>
12. Биометрическая идентификация по отпечаткам пальцев. Технология FingerChip.-Режим доступа: https://www.kit-e.ru/articles/rfid/2007_4_176
13. Мультиспектральная технология в дактилоскопических сенсорах – режим доступа: http://secuteck.ru/articles2/sys_ogr_dost/multispektralnaya-tehnologiya-v-daktiloskopicheskikh-sensorah
14. <https://findpatent.ru/patent/268/2683622.html>
15. US 8,201,739 B2 BOMETRIC SENSOR WITH DELAY LAYER John K. Schneider, Jack C. Kitchens – режим доступа <https://patents.google.com/patent/US8201739>
16. US20180005002A1. Chang-ming Lin Ultrasonic fingerprint recognition module and manufacturing method thereof.- Режим доступа: <https://www.freshpatents.com/-dt20180104ptan20180005002.php>
17. US20180055369A1 David Willam Burns Layered sensing including rf-acoustic imaging/ - Режим доступа: <https://www.freshpatents.com/-dt20180301ptan20180055369.php>
18. Считыватель модулей сканера отпечатков пальцев R303T функция обнаружения пальцев – Режим доступа: <https://ru.aliexpress.com/item/R303S-Fingerprint-sensor/32753600296.html>
19. GROW R301T емкостный модуль контроля доступа отпечатков пальцев – режим доступа: <https://ru.aliexpress.com/item/GROW-R301T/32853072040.html>
20. M. L. Balter, A. I. Chen, A. Fromholtz, A. Gorshkov, T. J. Maguire and M. L. Yarmush, "System design and development of a robotic device for automated venipuncture and diagnostic blood cell analysis," *2016 IEEE/RSJ International*

Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), Daejeon, 2016, pp. 514-520.

21. Martin L. Yarmush Image-guided robotics for autonomous venipuncture. – Режим доступа: https://www.researchgate.net/publication/312119453_Image-guided_robotics_for_autonomous_venipuncture
22. FINGERPRINT SCANNER – Режим доступа: <https://www.sparkfun.com/products/14585>
23. Измеряем частоту сердечных сокращений и SpO2 с помощью Ардуино – Режим доступа: <https://arduinoplus.ru/izmeryaem-chastotu-serdechnih-sokraschenii-i-sp02/>
24. Учебник по сенсорному экрану Arduino TFT LCD. – Режим доступа: <https://howtomechatronics.com/tutorials/arduino/arduino-tft-lcd-touch-screen-tutorial/>
25. Lv1000 ttl232 интерфейс 1D CCD сканер штрих-кода модуль читатель двигателя для киоск. Режим доступа: <https://ru.aliexpress.com/i/32808950735.html>
26. Автоматический регулятор уровня воды на Arduino <https://ngin.pro/arduino/142-avtomaticheskiiy-regulyator-urovnya-vody-na-arduino.html>
27. Ишанин Г.Г., Панков Э.Д., Андреев А.Л., Польщиков Г.В. Источники и приемники излучения: Учебное пособие для студентов оптических специальностей вузов. СПб.: Политехника, 1991.
28. Румбешта В.О. Основи технології складання приладів: Підручник / Румбешта В.О.-К.: ІСДО, 1993.—303с.
29. Устройство для поверки пульсовых оксиметров. – Режим доступа: <http://www.freepatent.ru/patents/2386388>
30. Портативный тестер функционального контроля пульсоксиметрических устройств SPOT Light – Режим доступа: <http://www.doza.ru/catalog/qcmedequip/4098/>

Додаток А

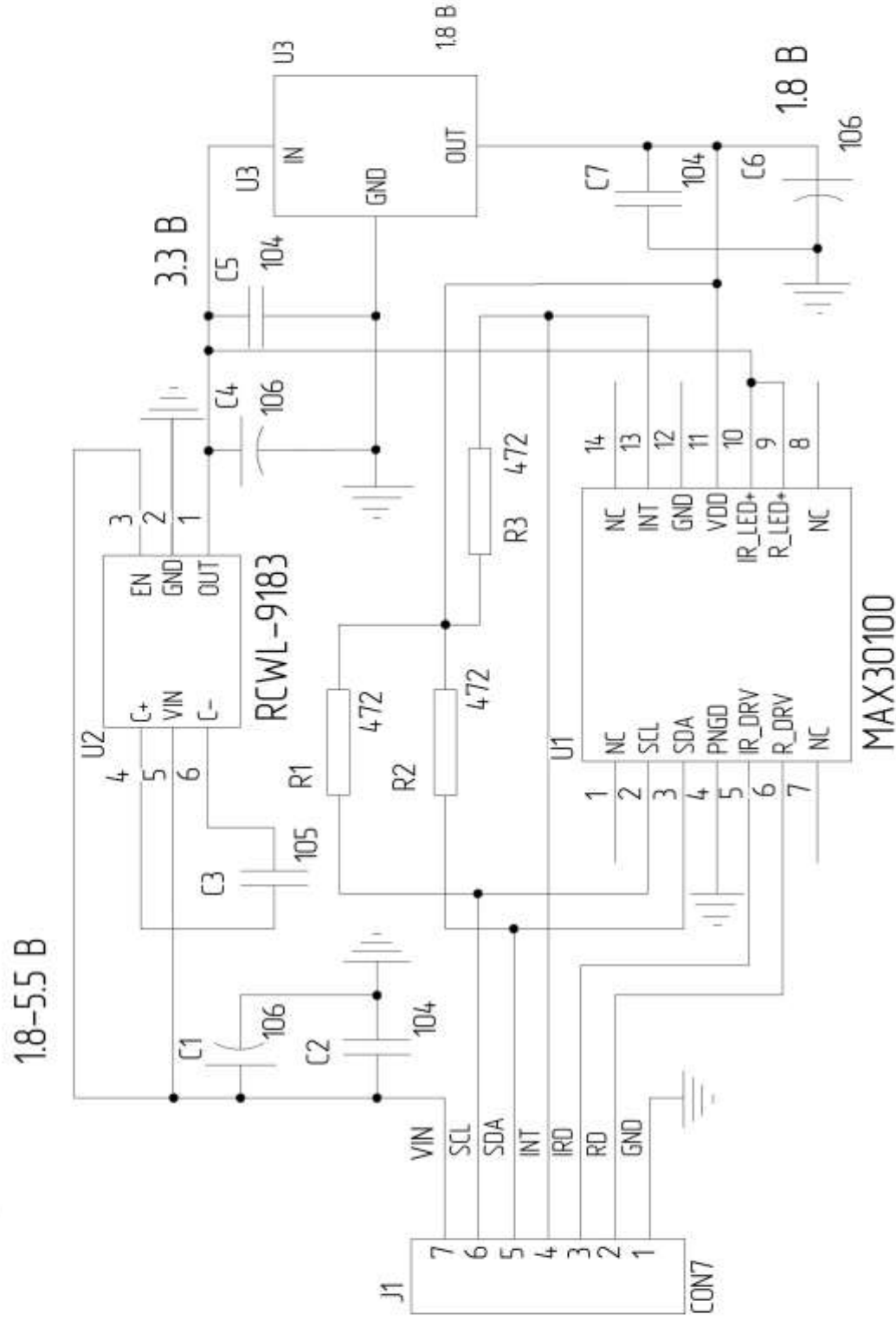
- 1 – сенсорний монітор
- 2 – кнопка
- 3 – кнопка
- 4 – відкидна кришка з модулем управління
- 5 – модуль забору зразка
- 6 – модуль ідентифікація речовин
- 7 – пробірка
- 8 – кнопка
- 9 – кнопка
- 10 – кнопка
- 11 – місце встановлення руки
- 12 – магнітний замок
- 13 – кріплення кришки
- 14 – нижня частина системи

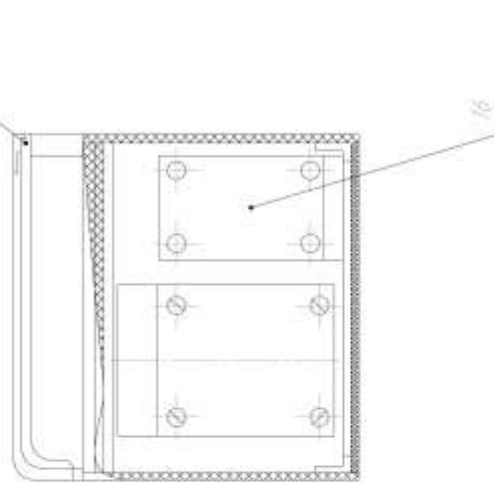
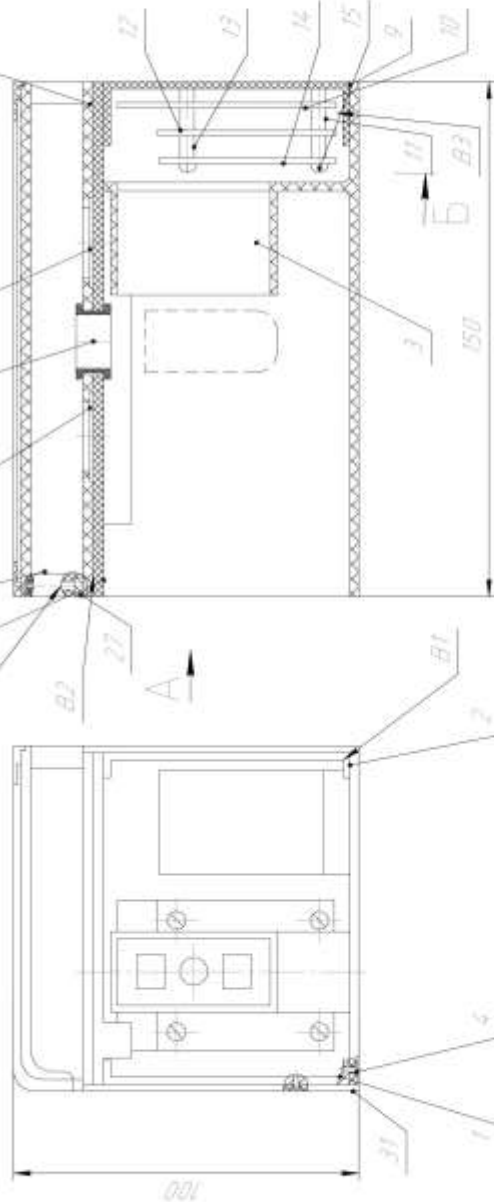
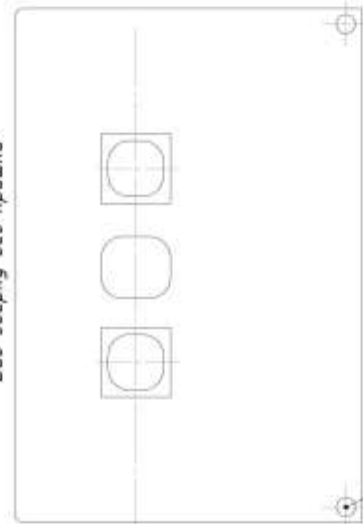
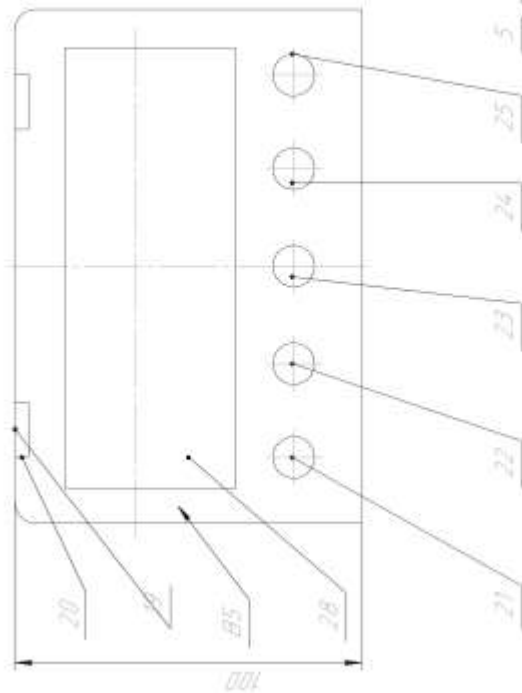


№	Характеристики	Параметр
1	Оптичний датчик	В і червоний світлодіод і лазерний і фотодетектор
2	Джерело даних	Пульсация крови
3	Напряг живлення модуля пульсометру	1.8В і 3.3В
4	Розпізнавання відбитку пальця	360
5	Роздільна здатність, dpi	450
6	TFT екран, дюйм	3,2
7	Габарити, мм	150x100x100
8	Вага, кг	3

ДП ПБ-351.1702.002 СК

Дат	Маса	Масштаб
Зображення біологічного зразка	11	1
Система для забору крові	МТІ	Місця сканування
карт.ВН	ПБФ	Формат А2

[illegible]



1 - Каркас
2 - Кронштейн
3 - Зчитувач
4 - Гвинт

2 - Кронштейн

3 - 34umy004

4 - Говит

5 - 77777

б - сканер

7 - модуль при

8 - пластина

9 - 08.08.2018

10 - 1111111111

11 - ȳnop 1

12 - норма 2

13 - 2002 2

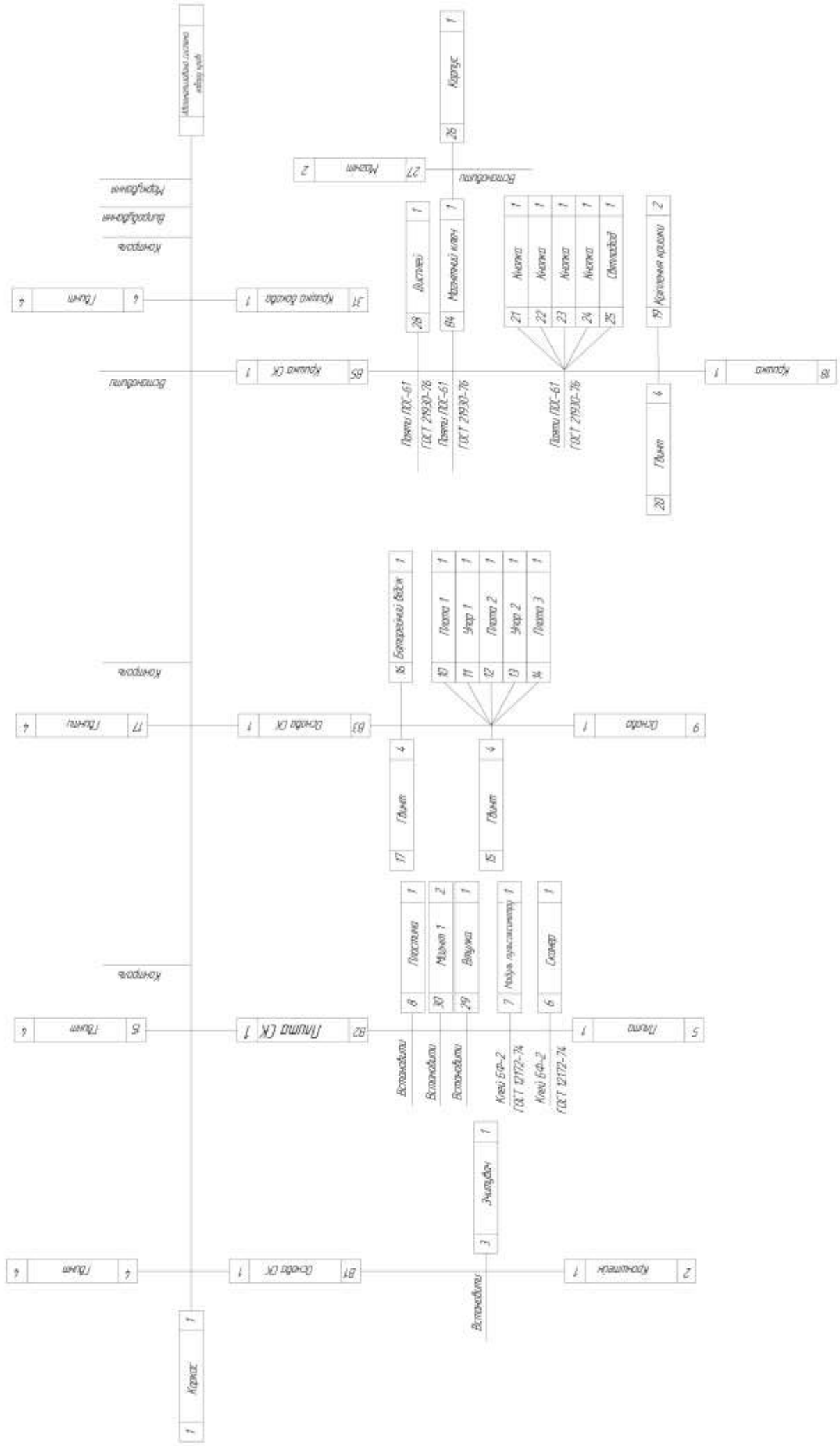
14 - מחסות 3
15 - מחסות 3

15 - 2004

10 - отпаривания





[illegible]

Додаток Б

-										ГОСТ 3.1105-84 Форма 2										
Дубл. Взам. Подп.																				
										1										
Розроб.			Пархоменко О.П.			КПІ ім.Ігоря Сікорського									ПБ-351					
Н.контр.			Яковенко І.О.			Автоматизована система збору крові														
О						Б			Т			Р			М					
А. 01			005 Комплектувальна																	
Б. 02			Сміл ТЛ-1972А																	
О. 03			1. Комплектування деталей згідно складального креслення і специфікації																	
04																				
05																				
А. 06			010 Підготовка																	
Б. 07			Сміл ТЛ-1972А																	
О. 08			1. Очистити (обезжирити) поверхню деталей																	
М 09			Кисть КФ-26 ГОСТ 10597-87																	
М. 10			Тканина ГОСТ 29298-92																	
М 11			Вата ГОСТ 5556-81																	
М 12			Рукавички бавовняно-напорові ГОСТ 5007-87																	
13																				
14																				
15																				
16																				
17																				
18																				
МК			Маршрутна карта																	
			Актив																	

ГОСТ 3.1105-84 Форма 2									
Дубл. Взам. Подл.									
								2	
Розроб.		Пархоменко О.П.		КПІ ім.Ігоря Сікорського				ПБ-351	
Н.контр.		Яковенко І.О.		Автоматизована система забору крові					
.	О			Б		Т		Р	М
А.	19	015 Складальна							
Б.	20	Сміл ТЛ 1972А							
О.	21	1. Корпус поз.1 гвинтами поз.4 кріпиться Основою СК поз.В1.							
О.	22	2. На базову деталь Кронштейн поз.2 встановити зчипувач поз.3							
О.	23								
О.	24								
.	25								
А.	26	020 Складальна							
Б	27	Сміл ТЛ 1972А							
О.	28	1. Встановити на плату поз 5 за допомогою клею БФ-2 ГОСТ 12172-74 Сканер поз.6 та Модуль кріп'яноксисметру поз.7. Встановити Прокладка поз.29, Магніт поз.30, Пластина поз.8. На виході отримасмо Плиму СК поз.В2.							
О	29	2. За допомогою Гвинт 15 поз.4 встановити поз.В2 Плата СК							
О.	30								
А.	31	025 Складальна							
Б	32	Сміл ТЛ 1972А							
О.	33	1. На Основу СК поз.9 за допомогою гвинтів поз.15 закріпити Плата 3 поз.14, Упор 2 поз.13, Плата 2 поз.12, Упор поз.11, Плата поз.10.							
О.	34	2. За допомогою Гвинтів поз.14 закріпити Батарейний відеос поз.16. На виході отримасмо Основу СК поз.В3.							

МК	Маршрутна карта														
ГОСТ 3.1105-84 Форма 2															
Дубл. Взам. Подп.															
														3	
Розроб.	Пархоменко О.П														ІІВ-351
Н.контр.	Яковенко І.О.							Автоматизована система збору крові							
	О					Б			Т			Р			М
А.	34	030 Складальна													
Б	35	Сміл ТЛ 1972А													
О	36	1. На кришку поз. 18 за допомогою 4 гвинтів поз. 20 закріпити кріплення кришки поз.19 (2 шт), за допомогою припою ПОС-61 занаяти Світлодіод поз.25, Кнопка поз.24, Кнопка поз.21, кнопка поз.23, кнопка поз.22 та модуль магнітний ключ поз.В4													
О	37	2. На Корпус поз.26 встановити магніт поз.27. На виході отримуюмо вузол Магнітний ключ поз.В4													
	38	3. Закріплюємо Дисплей поз.16. На виході отримуюмо Кришка поз. В5.													
А.	39	035 Складальна													
Б.	40	Сміл ТЛ 1972А													
О.	41	1. Встановити Кришку бокову поз.31. та закріпити гвинтами поз.4 (4 шт).													
О.	42	040 Контрольна													
	43	Провести контроль													
А.	44	045 Випробувальна													
О.	45	Випробовувати на стенді													
А.	46	050 Маркування													
О.	47	Встановити маркування													
А.	48	055 Пакування													
О.	49	Пакувати виріб в тару і передати на склад													

АКТИ
Чтобы